



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TELES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

MECHANICKÁ ANALÝZA VLIVU VÝROBNÍCH ODCHYLEK NA STYK HLAVICE A JAMKY TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY KYČELNÍHO KLOUBU

MECHANICAL ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF FABRICATION TOLERANCES ON CONTACT
CONDITIONS BETWEEN THE ACETABULAR CUP AND THE FEMORAL HEAD IN TOTAL HIP
REPLACEMENT

DOKTORSKÁ PRÁCE
DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Ing. MILAN KOUKAL

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. ZDENEK FLORIAN, CSc.

BRNO 2010

Abstrakt

V oblasti endoprotetické chirurgie se vyskytuje nezanedbatelné procento implantátu vykazujících vady, které vedou k selhání celé protézy. Jedním z typů selhání totální kyčelní endoprotézy je uvolnění jamky z pánevní kosti. Tato studie posuzuje vliv výrobních odchylek jako jeden z možných vlivů vedoucích k uvedenému typu selhání protézy. Posuzovány byly rozměrové a geometrické odchylky kulových ploch keramické hlavice a polyethylenové jamky. Bylo zjištěno, že tyto odchylky mají významný vliv na stykové poměry mezi hlavicí a jamkou. Posuzované veličiny byly kontaktní tlak a třecí moment, což jsou veličiny ovlivňující životnost celé protézy. Pro nalezení řešení byla použita výpočtového modelování. Z výsledků analýzy řešení lze doporučit předepisovat výrobní tolerance tak, aby mezi hlavicí a jamkou vzniklo uložení s vůlí, kdy interval vhodných hodnot vůle je 0 mm až 0,05 mm. Lze důrazně nedoporučit uložení s přesahem z důvodu výrazně zhoršených stykových podmínek. Odchylka kruhovitosti hlavice by neměla být vyšší než 0,025 mm.

Klíčová slova: Totální kyčelní endoprotéza, MKP, kruhovitost, kontaktní tlak, třecí moment, biomechanika

Abstract

In endoprosthesis surgery there are typically a high percentage of implant defects, these can lead to failure of the whole prosthesis. One type of total hip replacement function loss is acetabular cup loosening from the pelvic bone. This dissertation examines manufacture perturbations as one of the possible reasons for this kind of failure. Both dimension and geometry manufacturing perturbations of ceramic head and polyethylen cup were analyzed. We find that perturbations in the variables analysed here affect considered values of contact pressure and frictional moment. Furthermore, contact pressure and frictional moment are quantities affecting replacement success and durability. From obtained results it can be recommended to fit head and cup with a clearance of between 0 mm and 0.05 mm. It can not be recommend using interference type of fit because of strong deterioration of the contact conditions. Roundness perturbation of ceramic head should not exceed 0.025 mm.

Keywords: Total hip replacement, FEM, roundness, contact pressure, frictional moment, biomechanics

PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

Já, Milan Koukal, prohlašuji, že jsem disertační práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité prameny a literaturu.

V Brně dne 1.6.2010

.....

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

KOUKAL, M. *Mechanická analýza vlivu výrobních odchylek na styk hlavice a jamky totální endoprotézy kyčelního kloubu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010. 93 s. Vedoucí dizertační práce Ing. Zdeněk Florian, CSc

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval oběma mým školitelům Ing. Zdeňku Floriánovi, CSc. a Ing. Vladimíru Fuisovi, Ph.D. za jejich trpělivost a vstřícnost a Ing. Tomáši Návratovi, Ph.D. za konzultace a spolupráci. V neposlední řadě bych rád poděkoval mé ženě Radce za neutuchající podporu.

OBSAH

1	ÚVOD	1
2	POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE.....	3
3	FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE PRÁCE	5
4	SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY	6
4.1	HISTORICKÝ VÝVOJ KYČELNÍ ALOARTROPLASTIKY VE SVĚTĚ A U NÁS	6
4.2	REŠERŠE	8
4.2.1	Aloartroplastika kyčelního koubu.....	8
4.2.2	Kruhovitost v technické praxi.....	12
4.2.3	Shrnutí rešerší	13
5	VÝBĚR METODY ŘEŠENÍ.....	14
6	TVORBA MODELU.....	15
6.1	MODEL GEOMETRIE	15
6.1.1	2D model	15
6.1.2	3D model hlavice, jamky a klece	16
6.1.3	3D model hlavice, jamky, klece a pánevní kosti	17
6.1.4	3D model kyčelního spojení s femurem a svaly	19
6.1.5	Modelování výrobních odchylek.....	21
6.2	MODEL MATERIÁLU	23
6.3	MODEL ZATÍŽENÍ	26
6.3.1	Stanovení zátěžné síly	27
6.3.2	Model tření	29
6.3.3	Konkrétní předpis okrajových podmínek pro 2D model.....	29
6.3.4	3D model hlavice, jamky a klece	31
6.3.5	3D model hlavice, jamky, klece a pánevní kosti	31
6.3.6	3D model kyčelního spojení s femurem a svaly	32
7	PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ.....	33
7.1	2D MODEL.....	33
7.1.1	Citlivostní analýza vlivu velikosti elementů.....	33
7.1.2	Citlivostní analýza vlivu tuhosti kontaktních prvků.....	35
7.1.3	Citlivostní analýza vlivu změny hodnoty koeficientu tření.....	37
7.1.4	Vliv změny vnitřního průměru jamky (druh uložení) a velikosti zátěžné síly	38
7.1.5	Vliv přidání modelu pánevní kosti do 2D modelu a zatížení hlavice silou ve fyziologickém úhlu.....	41
7.2	3D MODEL HLAVICE, JAMKY A KLECE	44
7.2.1	Citlivostní analýza vlivu hustoty diskretizace.....	44
7.2.2	Citlivostní analýza vlivu změny velikosti vřle mezi hlavicí a jamkou.....	45
7.3	3D MODEL HLAVICE, JAMKY, KLECE A PÁNEVNÍ KOSTI	47
7.3.1	Výsledky parametrické studie vlivu výrobních nepřesností – rozměrových.....	47
7.3.2	Výsledky parametrické studie vlivu výrobních nepřesností – geometrických.....	52
7.3.3	Parametrická studie vlivu Youngova modulu pružnosti polyethylenu na výsledky.....	60
7.4	3D MODEL KYČELNÍHO SPOJENÍ S FEMUREM A SVALY	62

7.4.1	<i>Vyhodnocení napjatosti</i>	62
7.4.2	<i>Vyhodnocení kontaktního tlaku</i>	64
8	DISKUZE	65
8.1	SHODA CHARAKTERU PRŮBĚHU 2D A 3D SIMULACÍ	65
8.2	DOPORUČENÍ PRO PŘEDPIS TOLERANČNÍCH ODCHYLEK	65
8.3	VLIV TŘENÍ, VÝVOJ V ČASE	65
8.4	PŘESNOST VÝSLEDKŮ	66
8.5	MOŽNOSTI EXPERIMENTU	66
9	ZÁVĚR	67
10	LITERATURA	69

1 ÚVOD

Práce spadá do oblasti biomechaniky totálních endoprotéz kyčelního kloubu. Totální endoprotézou se nahrazuje nefunkční kloubové spojení, kdy stykové kosterní a kloubové části člověka jsou zaměněny implantáty z technických materiálů tak, aby tyto náhrady splňovaly funkci kloubu. V práci je posuzován vliv výrobních tolerancí hlavice a jamky na změnu, případně ztrátu funkčnosti totálních endoprotéz.

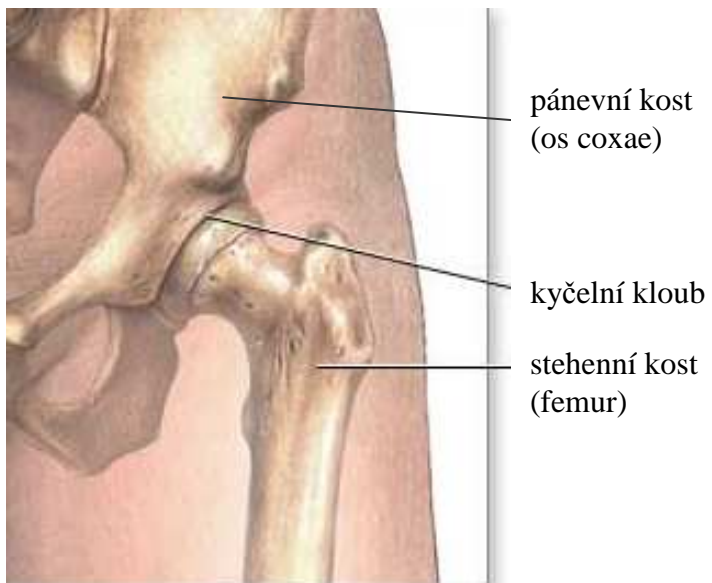
Totální endoprotéza (dále jen TEP) kyčelního kloubu prodělala a stále prodělává intenzivní vývoj, který byl v nedávné době charakteristický velkým počtem variant TEP. Jednotlivé typy se liší nejen geometrií a materiálem, ale také vzájemnými tolerancemi uložení mezi jednotlivými komponentami. Životnost TEP kyčelního kloubu je v literatuře uváděna přibližně 15 let. Pokud dojde ke ztrátě funkčnosti TEP před uvedenou dobou, je vhodné provést detailní analýzu příčiny selhání.

Příčin selhání může být celá řada. Od nevhodných materiálů a jejich kombinací, přes nevhodnou konstrukci až po dysfunkce zapříčiněné chybami při výrobě komponent či jejich nesprávnou aplikací v těle pacienta. Podrobnější rozbor je proveden v kapitole 4.2. Rešerše. Tato práce se zabývá problémem výrobních tolerancí hlavice a jamky jako jednou z možných příčin výskytu vad u totálních endoprotéz.

Vzhledem k tomu, že na TEP působí současně řada faktorů, je obtížné na základě klinických zkušeností posoudit vliv uložení hlavice a jamky na její selhání. V této souvislosti byl Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky na FSI VUT v Brně kontaktován Fakultní nemocnicí v Brně Bohunicích pro spolupráci při řešení těchto potíží.

Biomechanika je přírodní technická mezioborová věda. Leží na hranici mezi mechanikou a biologií. V biomechanice jsou využívány poznatky z matematiky, kybernetiky, klasické mechaniky a nejrůznějších experimentálních metod. Při řešení jejích úloh jsou však nutné znalosti z biologie, chemie, fyziky, ale i jiných věd. Z tohoto výčtu je nasnadě, že problémy biomechaniky nepatří mezi snadné a řešení nebývají na první pohled patrná. Je bezesporné, že správné řešení biomechanických problémů vyžaduje zkušenosti.

Kyčelní kloub je kloub kulovitý, omezený, s hlubokou jamkou, jejíž okraje omezují vzájemné pohyby kostí. Je tvořen hlavicí na kosti stehenní a jamkou v kosti pánevní (obr.1). Kontaktní plochy jsou kryty chrupavkou. Klouby kyčelní nesou trup a balančními pohyby přispívají k udržení rovnováhy těla. Pohyby, které umožňuje kyčelní kloub, jsou rotační pohyby hlavice v jamce. Ze základního postavení (vzpřímený stoj) jsou možné tyto rotační pohyby: flexe, extenze, abdukce, addukce, zevní rotace a vnitřní rotace. Z důvodu degenerativních vad a chorob bývá tento kloub nahrazován endoprotézami, z toho nejčastěji totálními, viz obr.2.



Obr.1: Kyčelní kloub [77]



Obr.2: Kyčelní kloub s aplikovanou totální endoprotézou [77]

2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Každá ortopedická klinika, která se zabývá aplikací totálních endoprotéz kyčelního kloubu (TEP), vede interní statistiku úspěšnosti realizovaných zákroků a provádí detailní analýzu problémových případů. Význam této analýzy je umocněn komplexností problémů. Pro jejich úspěšné řešení je nezbytně nutné určit, zda problém patří do oblasti lékařské či technické případně zda leží na jejich rozmezí, nebo zasahuje i do dalších vědních oborů.

Příčin selhávání TEP souvisejících s technickou stránkou může být mnoho, od nevhodných materiálů, přes nevhodné konstrukční provedení, nevhodnou sterilizaci, až po možnou nekompatibilitu jednotlivých prvků endoprotézy [3]. Konkrétních projevů selhání může být také celá řada, včetně uvolnění jamky (obr.3) či dřívku.

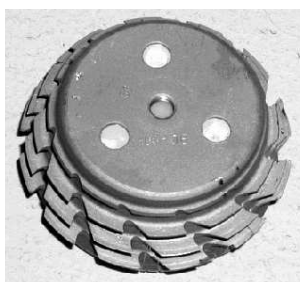


Obr.3: Postupné uvolňování jamky z pánevní kosti

Z klinického hlediska se vlivem výrobních tolerancí TEP zabývají na ortopedické klinice Fakultní nemocnici v Brně Bohunicích. Během pětiletého studovaného období (1991 až 1995) se zde vyskytlo značné procento ztráty funkčnosti TEP z důvodu uvolnění jamky z pánevní kosti. Tento problém se vyskytl u více výrobců, jak ukazuje jejich statistika viz. tab.1.

Tab.1: Procento uvolněných jamek dle statistik FN Brno Bohunice

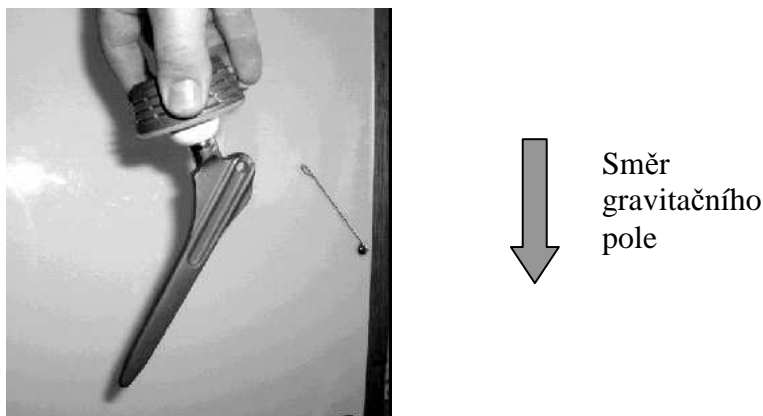
Výrobce / typ jamky	Procento uvolněných jamek
Johnson&Johnson / Mercing	58 %
Balgrist / AlloPro	2 %
Walter-Motorlet (obr.4)	26 %



Obr.4: Necementovaná jamka, výrobce Walter-Motrolet

V rámci vzájemné spolupráce byl Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky při Fakultě strojního inženýrství na VUT v Brně vyzván k řešení daného problému z hlediska mechanického.

Při analýze jamek vyjmutých při reoperacích bylo zjištěno, že vnitřní kulová plocha vykazuje nerovnoměrné opotřebení, což souvisí s velikostí a rozložením kontaktních tlaků. Rozložení kontaktních tlaků závisí především na zatížení a tvaru stykových ploch a stykových útvarů v celém procesu zatěžování. Tvar stykových útvarů je významně ovlivňován výrobními tolerancemi mezi hlavicí a jamkou TEP. Tyto tolerance se u jednotlivých výrobců podstatně liší. Při pouhém nasazení hlavice do jamky můžeme zjistit, že některé dvojice vykazují vůli, jiné dokonce přesah (obr.5) a u některých můžeme říci, že jsou bez vůle a přesahu.



Obr.5: Uložení s přesahem

Řešená problematika nabývá na významu v důsledku přímé závislosti charakteristik stykového tlaku mezi jamkou a hlavicí TEP a velikostí otěru, který je v současnosti jedním z největších problémů aplikovaných TEP.

3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE PRÁCE

Na selhání totální endoprotézy kyčelního kloubu má vliv řada faktorů. Mezi nimi nelze vyloučit vliv mechanických poměrů, které jsou závislé na mnoha vlivech, např. uložení hlavice a jamky, rozměry komponent TEP, poloha uložení komponent atd. Tyto vlivy významně ovlivňují stykové poměry mezi jednotlivými částmi TEP. Stykové poměry mají rozhodující vliv na tribologii a tím životnost TEP.

Na základě analýzy problémové situace byl formulován problém jako:

Určení vlivu výrobních odchylek stykových ploch hlavice a jamky TEP na kontaktní tlak a třecí moment mezi hlavicí a jamkou Walter Motorlet.

Cílem práce je výpočtové řešení formulovaného problému. Cíle bude dosaženo následujícími kroky:

- vytvoření výpočtového modelu analyzované soustavy, jež se skládá z hlavice, jamky totální endoprotézy a pánevní kosti,
- deformačně napěťová analýza vytvořeného modelu se zahrnutím vlivu výrobních tolerancí,
- analýza vlivu výrobních tolerancí na podstatné mechanické veličiny, kterými jsou kontaktní tlak a třecí moment

Splnění výše vymezeného cíle má naplnit motivaci, kterou je prodloužení životnosti totálních endoprotéz a odstranění výskytu jejich selhání, zejména z důvodu uvolnění jamky.

4 SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

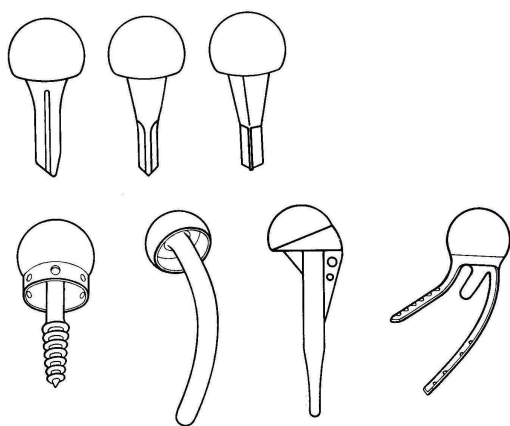
4.1 Historický vývoj kyčelní aloartroplastiky ve světě a u nás

Náhradami kyčelního kloubu se člověk zabýval jako prvními kloubními náhradami. To především z toho důvodu, že jde svým tvarem o jeden z nejsnáze napodobitelných kloubů v lidském těle.

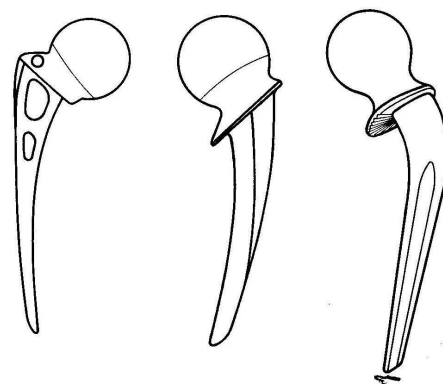
Na konci 19. stol. jsou datovány pokusy o povrchové náhrady: Jones – zlatá destička, Smith - Petersen – čepička nasazovaná na hlavici stehenní kosti. Na začátku 20. století jsou rovněž testovány materiály na náhrady, např. sklo, bakelit, viskaloid, slitiny na bázi kobaltu, chrómu a molybdenu (vitalinum).

V roce 1917 je zaznamenána první náhrada celé hlavice stehenní kosti. Operaci vedli ortopedové Delbet a Growes-Hey. Následuje celá řada typů implantovaných endoprotéz:

- 1926; Growes-Hey; umělá náhrada hlavice i krčku, materiál slonová kost
- 1925; M. N. Smith-Peterson, dutá polokoule ze skla jako náhradu za kloubní jamku
- 1940; Austin-Moore, Bohlman; náhrada horního konce stehenní kosti u nemocného s nádorem, materiál vitalinum
- 1946; Judet R., Judet J.; čepová částečná (cervikokapitální) náhrada kyčelního kloubu z plastu (hlavice s dřikem vyztuženým kovovým jádrem) zaváděné do zbytku krčku a trochanterického masívu, na tento typ navazovala řada modifikací (obr.6)
- 1950; Austin-Moore; celokovová částečná náhrada kyčelního kloubu, materiál vitalinum, za níž následovaly modifikace (obr.7)
- 1958; sir John Charnley, jako materiál pro jamku poprvé použit teflon, později polyethylen
- 1977; USA, první použití necementovaných jamek



Obr.6: Modifikace částečných náhrad kyčelního kloubu. Nahoře 3 varianty podle Thompsona. Dole (zleva) podle Zanolioho



Obr.7: Modifikace částečných náhrad kyčelního kloubu typ (zleva) Austin-Moore, Thompson, Eichler

V roce 1951 je zaznamenáno první použití samopolymerizujícího methylmetakrylátu k ukotvení kloubní náhrady. Roku 1957 (Ulrist) a roku 1961 (McBrid) implantace umělé kloubní jamky.

V roce 1938 provedl Willes první pokus o náhradu celého kyčelního kloubu. Náhrada byla celokovová z korozi-vzdorné oceli. Roku 1940 navrhl totální náhradu McKee, byla celokovová z kobaltové slitiny. V roce 1956 Sivaš vyvinul celokovovou totální náhradu, u níž je jamka uzamčena na hlavici femorální náhrady, což znemožňuje luxaci.

Následuje řada modifikací totálních náhrad, a to jak na stehenních tak pánevních komponentách. V 70. letech se projevovala snaha o odstranění kostního cementu jako fixátoru. Začaly se používat nové materiály, jako oxidová keramika (Al_2O_3), porometal, kompozity, polyester, polyacetal a jiné. Při počátcích použití umělých hmot v biomechanice se inženýrská veřejnost obávala tečení za studena. To se ale ani při sedmileté zkoušce nepotvrdilo.

Vývoj v ČR

V tehdejším Československu byla vyrobena v roce 1972 první série totálních náhrad kyčelního kloubu podle návrhu O. Čecha v Poldi Kladno. Konstrukce vycházela z Charnleyova-Müllerova typu. Materiálem byl kov a vysokomolekulární polyethylen. V roce 1974 byla vyrobena první série cervikokapitálních náhrad.

V současnosti patří mezi výrobce komponent totálních endoprotéz v České republice firma Beznoska s.r.o. (část bývalé Poldi Kladno), DIAS Turnov, Walter Medica a.s., SULZER ORTHOPEDICS CZ s.r.o., Johnson & Johnson, atd.

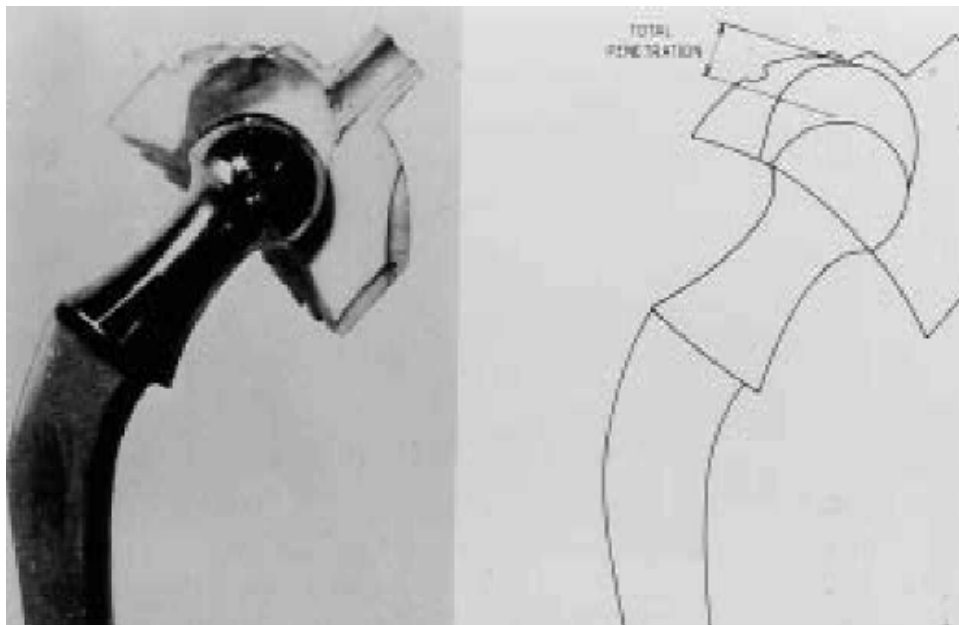
4.2 Rešerše

4.2.1 Aloartroplastika kyčelního koubu

V současné době se výzkumem v oblasti aloartroplastiky (základní chirurgická metoda řešící ztrátu funkce lidského kloubu) zabývá mnoho výzkumných center po celém světě. Zkoumají se různé vlivy na různé veličiny ve snaze zajistit co nejvyšší péči, bezbolestivost a pohyblivost pacientů, co nejdelší životnost a v neposlední řadě nízké náklady.

V oblasti kyčelní aloartroplastiky jsou to problémy týkající se únavy materiálů [16], materiálové struktury [10], biokompatibility [1], lomové mechaniky [13], optimalizace rozměrů komponent [1], [3], [4], optimalizace výrobních metod a přesnosti rozměrů [3], [9], [15], vlivu anatomických a operačních parametrů [1], [6], [8], ale především tribologie [1], [2], [7], [8], [11], [12], [14], [15], [17], [18], [19], atd. Ta je v současné době stěžejním kamenem výzkumu v oblasti endoprotetiky. Její důležitost popisoval již v roce 1968 ve svém článku [1] J. Charnley a kol.

Článek [1] byl důležitým mezníkem v oblasti kyčelní endoprotetiky. Byla to první studie, zabývající se nalezením vhodných rozměrů hlavice vzhledem k otěru a rovněž první studie zabývající se degenerativním vlivem třením vzniklých polyethylenových částic na lidskou tkáň. Autoři své závěry vyslovili na základě experimentálních pozorování provedených na 100 vzorcích implantovaných TEP o různých průměrech hlavic, na kterých prováděli pravidelná měření. Byl vysloven závěr, že množství objemového otěru přímo závisí mimo jiné na kluzné dráze o sebe se otírajících ploch, tudíž přímo úměrně závisí na velikosti průměrů hlavice a jamky TEP. Tato hypotéza byla ve studii potvrzena experimentem. Nicméně při malém průměru hlavic docházelo k tzv. „tunelování“ jamky hlavicí (obr.8). Hlavice totiž při pohybu v jamce nezvětšuje její vnitřní průměr, ale „tuneluje“ otvor o průměru hlavice. S touto teorií však logicky nesouhlasí teorie druhá, a to že v případě menšího průměru hlavice vzniká díky menší kontaktní ploše větší kontaktní tlak. Z těchto protichůdných závěrů vyplývá, že celá problematika je daleko složitější a vyžaduje provést řešení napětí a deformace. Dalším závěrem práce bylo, že ve skutečnosti nejsou oba kluzné povrchy dokonale obrobeny a leží na sobě pouze na výstupcích nerovností. Proto přílišné zmenšení průměru hlavice a jamky nemá vliv na množství objemového otěru, liší se pouze otěr lineární. Překvapujícím závěrem studie bylo, že na velikost otěru má větší vliv aktivita pacienta, než jeho hmotnost. To může souviset s teorií, že těžší pacienti se pohybují pomaleji než pacienti s menší hmotností, a proto nevykonají tolik pohybu. Selhání jamek u pozorovaných TEP měla za následek většinou biologická reakce tkáně na abrazivní částičky z otěru, než mechanické poškození (např. lom). V případě, že se mezi třecími plochami vytvoří otěr, dojde v tkáni k reakci na abrazivní částičky. Reakce má za následek vygenerování substance s konzistencí podobnou ovesné kaši nebo měkkému sýru. Při pohybu se pak tato substance „napumpuje“ do lůžka mezi jamku a kost, a tím jamku uvolní. Ta se pak pohybuje společně s hlavicí, což pacientům způsobuje bolest. J. Charnley a kol. v článku navrhli pomocí experimentu odvozené vztahy pro výpočet životnosti jamek a optimalizace průměru. Výpočty vycházejí z teorie, že lidské tělo je schopno absorbovat omezené množství otěru. Největší životnost má podle těchto vztahů jamka, jejíž vnější průměr je dvojnásobný oproti průměru vnitřnímu. Při maximálním absorbovaném množství 7000 mm³ otěru by optimální průměr hlavice, podle vztahů odvozených J. Charnleym a kol., vyšel 28 mm.



Obr.8: „Tunelování“

V dalších studiích se používá jak přístupu experimentálního tak výpočtového. Přístupu výpočtového se v biomechanice používá zejména v posledních letech, a to především díky rychlému vývoji v oblasti informačních technologií (převážně rychlému vývoji a dostupnosti hardwarových prostředků). V řadě prací se k modelování používá metoda konečných prvků a ta je pro získání přesných výsledků hardwarově náročná. Je však snaha o alespoň částečnou náhradu experimentálních zkoušek výpočtovým přístupem, a to zejména z důvodu finanční náročnosti experimentů a kvůli neproveditelnosti některých zkoušek. Výpočtové metody mohou oproti experimentálním poskytnout globální i lokální informace o zjišťovaných veličinách. Modely jsou vytvářeny na určité rozlišovací úrovni a jednotlivé části by měly být úrovněově vyvážené.

Problémy biomechaniky jsou komplexní a proto vyžadují komplexní řešení. Výpočtové modely se díky rychlému vývoji informačních technologií v posledních letech mohou stát mnohem komplexnějšími, zahrnujícími více vlivů působících na objekt. To se týká vývoje v oblasti modelů geometrie, materiálu i zatížení.

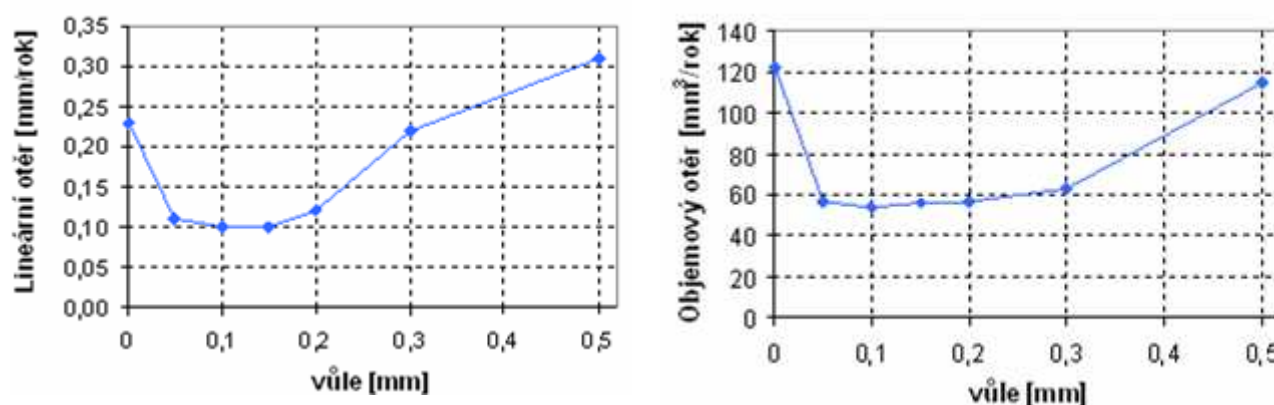
Geometrický tvar kyčelních endoprotéz je v současné době na vysoké úrovni. Výzkum se nyní převážně zabývá prodloužením životnosti komponent (výzkum v oblasti tribologie, popř. únavy) a snížením operativní náročnosti.

V oblasti tribologie protetických materiálů probíhá v současné době celá řada výzkumných projektů. Je to téma, kterým se výzkum v oblasti endoprotetiky v této době zabývá nejvíce. Důvod je ten, že abrazivní částčky vzniklé při vzájemném kluzném pohybu jednotlivých komponent působí degenerativním způsobem na lidskou tkáň. Tím dochází k uvolňování komponent z jejich kostních lůžek a k pohybu v nich. To je příčinou bolesti u pacientů a selhání TEP.

Ve většině tribologických studiích se jako nejvýznamnější parametr ovlivňující velikost otěru označuje průměr hlavice. Např. v článku [14] udávají autoři zvýšení objemového poměru opotřebení o 42% při zvětšení průměru hlavice z 22 mm na 32 mm. V této studii autoři spojili nelineární 3D konečnoprvkový model TEP s algoritmem vyhodnocujícím kluznou vzdálenost. Velikost lineárního opotřebení se často dává do vztahu s velikostí a rozložením kontaktního tlaku. Tvar rozložení se často aproximuje např. rozložením sinusovým, eliptickým či parabolickým [7]. V dalších článcích [3], [4] se poukazuje na to, že velikost a rozložení kontaktního tlaku velice závisí na geometrických parametrech komponent. I proto jsou v mnoha studiích velikost a rozložení kontaktního tlaku udávány jako konečný výsledek výzkumu [5], [6].

Snahou o snížení tření (jakožto hlavní příčiny opotřebení) bývá zakomponování maziva. Vlivem lubrikantu na koeficient tření a na velikost otěru se zabývá např. studie [8], [11], [12].

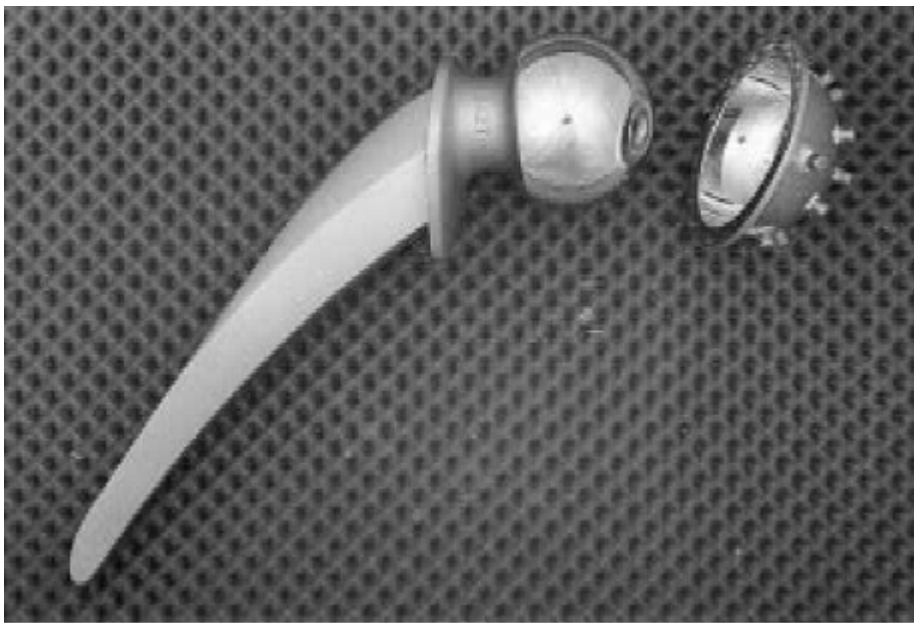
Výzkumem otěru v závislosti na geometrických charakteristikách modelu se zabývá výpočtová konečnoprvková studie [2]. Jedním ze zkoumaných parametrů je velikost vůle mezi hlavicí a jamkou TEP. Velikost vůle byla měněna v rozsahu od 0,001 mm do 0,5 mm. Na obou koncích měněného rozsahu prudce stoupalo opotřebení viz obr.9. Vhodný interval pro hodnotu vůle pro průměr hlavice 32 mm, byl nalezen mezi 0,1 mm a 0,15 mm. Farrar, Schmidt, Chan a kol. měli ve své studii z roku 1997 nejnižší hodnoty opotřebení pro vůli 0,074 mm – 0,0135 mm. Zátěžná síla byla 2,5 až 3,5 násobek hmotnosti člověka. Byl použit elasto-plastický materiálový model.



Obr.9: Množství otěru v závislosti na velikosti vůle [2]

Analýzou vlivu geometrických rozměrů na hodnoty a rozložení kontaktního tlaku mezi hlavicí a jamkou TEP se zabývají autoři i v článku [3]. Studie byla provedena na McKee–Farrarově typu TEP (obr.10). Jedná se o výpočtovou konečnoprvkovou parametrickou studii. Z výsledků vyplývá, že zmenšení vůle z 0,158 mm na 0,0395 mm vede ke zvětšení kontaktní plochy z 20° na 30° a ke snížení maximální hodnoty kontaktního tlaku z 30 MPa na 10 MPa. Při nulové vůli vznikl kontakt přes celou plochu polokoule, což vedlo ke zvýšení koncentrace tlaku na okraji jamky. Jevu se říká „rovňkový“ kontakt. Je to velmi nebezpečný jev, protože jamka je na okraji namáhána na tah a ne na tlak, na který je konstruována. Ke vzniku tohoto nepříznivého jevu může kromě velikosti vůle mezi hlavicí a jamkou přispět další řada faktorů, jako jsou tloušťka jamky, výrobní parametry (kulovitost), chirurgické parametry (dodržení správné polohy jamky), kvalita cementu apod. Ve studii je rovněž posuzován vliv tloušťky jamky na velikost a

rozložení kontaktního tlaku. Snížením tloušťky jamky z 4,5 mm na 1,5 mm se zvětšila kontaktní plocha z 15° na 26° a snížil se maximální kontaktní tlak z 55 MPa na 20 MPa. Pro výzkum byly použity implantáty z chrom-kobaltové slitiny. Průměr hlavice byl 34,9 mm. Autoři nezahrnovali do výpočtů koeficient tření (ukázal se být nevýznamný pro výpočet kontaktních tlaků). Při testovacích úlohách porovnání výsledků mezi 2D a 3D analýzami dosáhli podobných výsledků, proto všechny parametrické studie prováděli z důvodů úspory výpočtového času na 2D modelu.



Obr.10: TEP kyčelního kloubu McKee–Farrarova typu, materiál kov – kov [3]

Podobnou studii jako je studie [3] (kov-kov) provedli autoři i pro jinou kombinaci kontaktních materiálů [4] (keramika-keramika). Rovněž sledovali vliv geometrických parametrů, jako jsou tloušťka stěny jamky a velikost vůle mezi hlavicí a jamkou, na velikost a rozložení kontaktních tlaků mezi hlavicí a jamkou TEP. Opět bylo potvrzeno, že snížením tloušťky stěny jamky dosáhneme zvětšení kontaktní plochy a tím snížení velikosti kontaktního tlaku a dále, že snížením radiální vůle mezi hlavicí a jamkou TEP dosáhneme zvětšení kontaktní plochy a tím snížení velikosti kontaktního tlaku. Na vnější straně jamky se však vyskytlo lokální tahové napětí vzniklé patrně díky ohybu. Jeho hodnota se zvyšovala s klesající tloušťkou stěny keramické jamky, což by mohlo zvýšit riziko lomu. Výpočty byly provedeny na jednoduché symetrické 2D úloze pomocí konečnoprvkového modelování. Průměr hlavice v modelu byl 28 mm. Zátěžná síla byla použita ve směru kolmo na dno jamky s velikostí 2500 N.

Modelováním a měřením kontaktních tlaků v kyčelním kloubu se zabývá celá řada studií. Kontaktní tlaky byly měřeny nejprve in vitro (Rushfelt et al 1981, Brown and Shaw 1983) a později in vivo (Hodge et al. 1986, 1989). Hodnoty i rozložení se individuálně liší, protože každý lidský jedinec je unikátní se svou kombinací velikosti hlavice a jamky spolu s úhly a velikostí sil, pod nimiž je kyčelní kloub namáhán. U mnoha lidských jedinců se vyskytuje dysplasie, která výrazně mění charakteristiky kontaktního tlaku. Podle článku [6] je u zdravých žen maximální kontaktní tlak v kyčelním kloubu $1,67 \text{ MPa} \pm 0,35 \text{ MPa}$ a u mužů $1,38 \text{ MPa} \pm 0,29 \text{ MPa}$. Rozdíl je způsoben především velikostí hlavice (u žen $23,8 \text{ mm} \pm 1,7 \text{ mm}$,

u mužů $26,0 \text{ mm} \pm 1,5 \text{ mm}$). Hodnotami kontaktních tlaků v souvislosti s dysplasiemi se zabývá práce [43].

Výše je uvedeno, že v posledních letech se díky nákladnosti a mnohdy neproveditelnosti měření přechází k výpočtovému modelování. Rozložení kontaktních tlaků se nemodeluje pouze metodou konečných prvků. Další numerickou metodou je např. metoda povrchových integrálů. Nový matematický model sloužící ke zjištění rozložení kontaktních tlaků vyvinuli např. v práci [5] a [20]. V článku [7] bylo pro výpočet třecího faktoru použito rozložení eliptické, parabolické a sinusové.

Ke zjištění rozložení kontaktních tlaků, popř. jejich hodnot, se využívají experimentální metody. Používají se materiály (filmy) citlivé na tlak, popřípadě byly vyvinuty speciální TEP [40].

V souvislosti s výpočtovým modelováním v oblasti biomechaniky vznikla na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky řada prací. Například mechanická studie patologicky vyvinutého kyčelního spojení z hlediska následných chirurgických operací [43], analýza mechanické interakce mezi totální endoprotézou a femurem [44], analýza vlivu materiálových charakteristik umělých jamek totálních endoprotéz na napjatost v pánevní oblasti [45], vliv úhlu natočení acetabula na deformačně napěťové stavy kyčelní endoprotézy [46], deformačně-napěťová analýza totální endoprotézy kolenního kloubu [47], deformačně-napěťová analýza bederního obratle [48], deformačně-napěťová analýza povrchové náhrady kyčelního kloubu [49] a řada dalších. Výpočtovým modelováním se zabývají i odborné práce ve světě, např. rozborem biomechaniky press-fit jamky kyčelní endoprotézy [41], analýza femorální části kyčelní endoprotézy se zaměřením na návrhy snižující napjatost [42] atd.

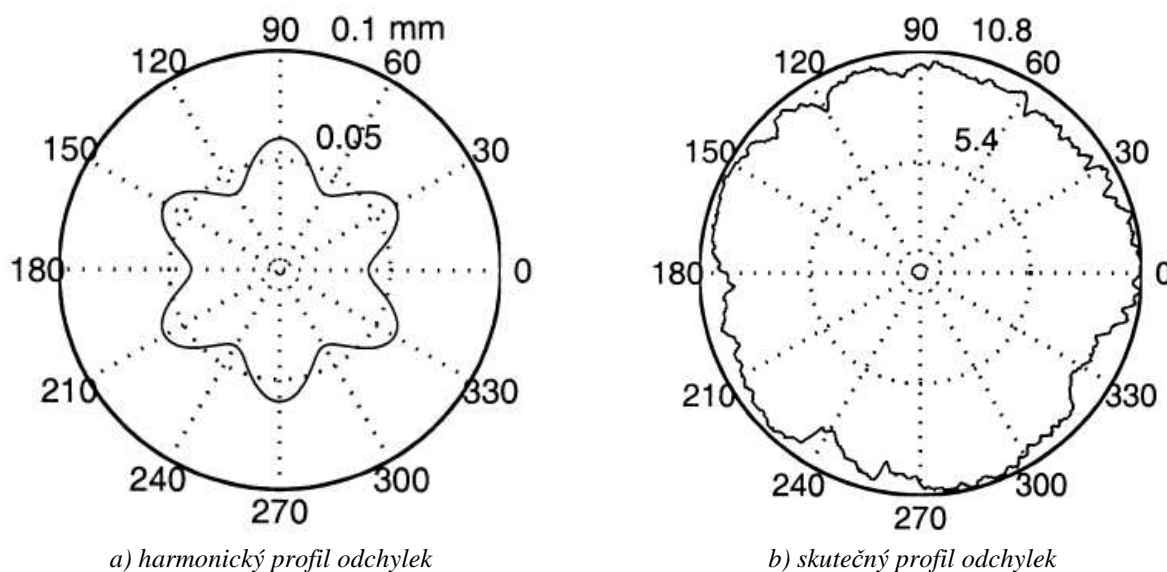
4.2.2 Kruhovitost v technické praxi

Metodami hodnocení úchylek kruhovitosti se zabývá norma ČSN ISO 4291 z roku 1994 [74]. Tato mezinárodní norma uvádí metody stanovení úchylek kruhovitosti měřením změn poloměru s použitím dotykových přístrojů. Slouží k hodnocení úchylek kruhovitosti součástí od ideálního tvaru prostřednictvím transformovaného profilu získaného za vymezených podmínek, vyjádřených vzhledem k jednomu z následujících středů:

- a) střed kružnice nejmenších čtverců;
- b) střed kružnice nejmenšího pásma (mezikruží);
- c) střed nejmenší opsané kružnice;
- d) střed největší vepsané kružnice.

Tolerance kruhovitosti se předepisují jako toleranční interval mezi dvěma soustřednými kružnicemi. Tolerance jsou často předepisovány na základě zkušeností nebo intuice. Další metodou je rozdělit rovným dílem (podíl horní i dolní hranice) tolerance mezi jednotlivé díly soustavy tak, aby součet tolerancí pro celou soustavu vyhovoval požadavkům nebo se zcela zanedbávají.

Odchytkami kruhovitosti se zabývá několik prací, takřka výhradně ve 2D. Odchytky se v nich většinou modelují pomocí harmonické křivky (obr.11 a). To z toho důvodu, že kruhové profily mají tendenci zachycovat odchytky periodicky od výrobních nástrojů. Například pokud se periodicky vychyluje střed rotace, přeneše se tato nepřesnost na povrch obráběné součástky periodicky dle otáček. Znalosti těchto souvislostí a vztahů se používají k odstranění příčin, které odchytky produkují. V případě, že odchytky nejsou periodické však harmonické modely selhávají. Jsou tedy doplňovány o vliv náhodnosti například metodami Monte Carlo, které se mnohem více přibližují reálným profilům odchylek (obr.11 b).



Obr.11: Profily odchylek [71]

Stanovení odchylek kruhovitosti zahrnuje vícero činností, jako jsou vymezení osy rotace, vymezení počtu a umístění měřících bodů, nezbytné jsou zkušenosti s měřením. Mnohé studie se zabývají optimalizačními algoritmy při stanovení minimálního počtu měřících bodů [71], [72], [73].

4.2.3 Shrnutí rešerší

V dostupné literatuře bylo nalezeno, že tematikou uložení hlavice v jamce TEP se zabývalo několik studií. Nebyly však nalezeny žádné studie, které by se zabývaly tvarovými odchylkami ploch hlavice a jamky a jejich důsledky při styku. V žádné z prací nebyl použit konkrétní geometrický model hlavice a jamky TEP firmy Walter Motorlet. Mnoho odborných prací podává jako výsledky velikost a rozložení kontaktních tlaků. Tyto hodnoty je však potřeba dále analyzovat a pokusit se je převést do přímé souvislosti s největším problémem současné endoprotetiky - otěrem. V této práci je kromě velikosti a rozložení kontaktního tlaku jako další faktor sledován třecí moment mezi komponentami TEP.

5 VÝBĚR METODY ŘEŠENÍ

Pro zjištění požadovaných parametrů, uvedených v kapitole 3. Formulace problému a cíle práce, byl vybrán přístup pomocí výpočtového modelování. Důvod je ten, že vytvořený geometrický model TEP nám umožní parametrické studie, citlivostní analýzy a výsledkem jsou globální řešení. Řešení pomocí experimentů by bylo velice nákladné a předcházelo by mu sestavení přístroje umožňujícího sledovat požadované veličiny.

V případě výpočtového modelování u takto složitých problémů, má řešitel k dispozici 2 druhy metod. Jsou to numerické metody a metody umělé inteligence. Mezi metody umělé inteligence patří například expertní systémy, neuronové sítě a genetické algoritmy. Mezi numerické metody náleží metoda konečných prvků, metoda konečných objemů, metoda povrchových integrálů atd.

K řešení výše formulovaného problému byla použita numerická metoda konečných prvků (MKP) a ji využívající výpočetní systém ANSYS, který je na ÚMTMB k dispozici.

Metoda konečných prvků

O této numerické metodě byla napsána řada publikací sahajících až k roků 1941 (A. Hrennikoff) a 1942 (R.Courant). Jelikož cílem této práce není analyzovat metodu, ale využít ji jako prostředek k získání výsledků, je zde uveden pouze její stručný popis.

Principem metody je (u deformační varianty MKP) nalézt minimum funkcionálu celkové potenciální energie zatíženého tělesa. Celková potenciální energie tělesa je funkcí deformačních posuvů v bodech – uzlech spojující prvky, na něž je těleso dostatečně hustě rozděleno. Z posuvů lze stanovit tenzor deformace a tenzor napjatosti. Výsledné řešení je na jednotlivých prvcích aproximováno pomocí báзовých funkcí (funkce závislosti polohy na deformaci). Problém stanovení posuvů je tedy převeden na problém stanovení koeficientů, jimiž se báзовé funkce násobí pro získání aproximace řešení.

Podrobnější popis metody lze nalézt například v literatuře [66], [67], [68].

ANSYS

ANSYS je inženýrský simulační software, využívající k nalezení řešení metodu konečných prvků. V současné době se jedná o multioborový nástroj zahrnující nejen strukturální analýzy, ale i analýzy elektromechanické, termomechanické, úlohy dynamické či z oblasti fluidní dynamiky.

Jde o komplexní nástroj umožňující preprocessing (přípravu modelu, vymezení jeho vlastností, nastavení řešiče), procesing (řešič, sledování průběhu výpočtu) i postprocessing (vizualizace a analýza vypočteného řešení).

6 TVORBA MODELU

6.1 Model geometrie

Komplexnost modelu geometrie kyčelního spojení v průběhu řešení narůstala. Nejprve byl vytvořen 2D model hlavice, jamky a pánevní kosti, který sloužil k seznámení s problematikou a k vytvoření hrubé představy o řešení. Model byl dále využit pro testovací úlohy a pro citlivostní analýzy. Dalším krokem bylo vytvoření trojrozměrného modelu hlavice, jamky a klece. Model sloužil k naladění nastavení modelu. K tomuto modelu byl později přidán samostatně vytvořený 3D model pánevní kosti. Posledním krokem bylo přidání dřívku TEP s částí kosti stehenní a vytvoření svalového aparátu obklopujícího kyčelní kloub. Tím bylo dosaženo dílčího cíle práce a to vytvoření modelu celého kyčelního spojení.

Model geometrie může být v softwaru ANSYS vytvořen dvěma způsoby. Prvním je tvorba uzlů v konkrétních polohách, které pak spojíme a vytvoříme síť prvků (elementů). Tím se vytvoří model geometrie. Druhý způsob je opačný. Pomocí modelářů (CAD systémy, preprocesor ANSYS) vytvoříme geometrii, která je pak diskretizována na elementy spojených uzly. V této práci byl použit druhý způsob vytváření konečnoprvkového modelu.

Modely geometrie hlavice a jamky byly vytvořeny parametricky. To umožňovalo snadnou změnu rozměrů komponent či jejich vlastností. Této výhody bylo využito pro změnu průměru hlavice, a tím zjištění vlivu velikosti vůle či přesahu mezi hlavicí a jamkou na výsledky. Dalším parametrem byla možnost nastavení tvaru a velikosti odchylek kruhovitosti hlavice.

Ve všech modelech byl modelován kontakt mezi hlavicí a jamkou TEP. To umožňuje sledovat kontaktní tlak a třecí moment mezi komponentami při jejich vzájemném pohybu.

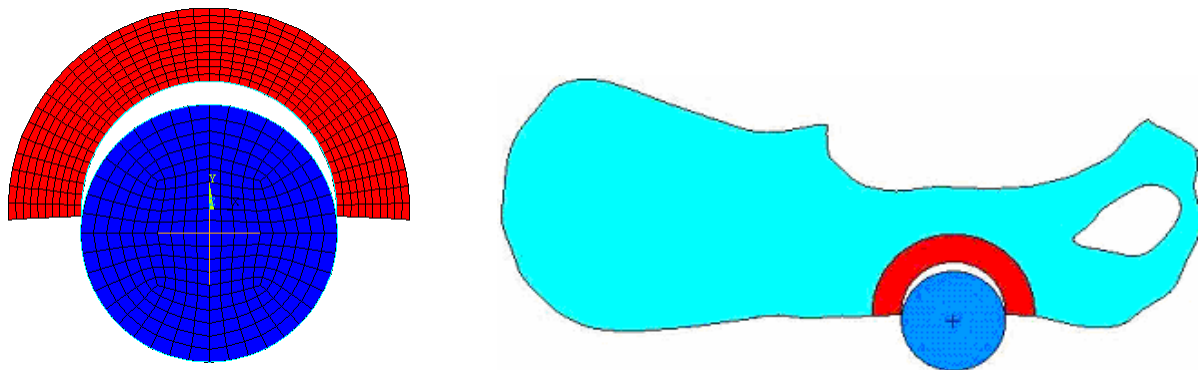
6.1.1 2D model

2D model geometrie (obr.12) byl vytvořen v preprocesoru systému ANSYS. Rozměry hlavice a jamky byly navrženy podle skutečných TEP. Rozměry a geometrie pánevní kosti byly získány pomocí rentgenu.

Tento model byl využit k parametrickým studiím vlivu velikosti průměru hlavice na velikost a rozložení kontaktního tlaku, k citlivostním analýzám vlivu tuhosti kontaktních prvků na výsledky a vlivu hodnoty koeficientu tření na výsledky.

Byl vytvořen nejprve model samotné hlavice a jamky, posléze byl přidán 2D model pánevní kosti (obr.12). Síť prvků byly vytvořeny jako mapované.

Pro model hlavice a jamky byly použity osmi-uzlové prvky SOLID 82. Mezi hlavicí a jamkou byl vytvořen kontakt pomocí prvků TARGET 169 a CONTA 172. Kříž z nosníkových prvků uprostřed hlavice byl vytvořen z prvků BEAM 3 s materiálovou charakteristikou tuhosti o 3 řády vyšší než ostatní materiály. Jeho funkce je popsána v kapitole 6.3.3.



Obr.12: Jednoduchý 2D model hlavice, jamky a pánevní kosti

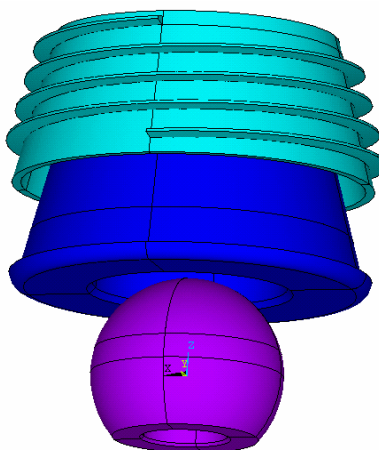
6.1.2 3D model hlavice, jamky a klece

Dalším krokem bylo vytvoření 3D modelu keramické hlavice, polyethylenové jamky a titanové klece (obr.13). Tento model geometrie byl rovněž vytvořen v grafickém preprocesoru v systému ANSYS.

Rozměry a geometrie hlavice byly získány z výrobního výkresu konkrétních jamek firmy Walter Motorlet a.s. (viz příloha 1). Rozměry a geometrie polyethylenové jamky a titanové klece byly získány měřením vzorků.

Při tvorbě modelu klece byla největším problémem realizace napojení závitu klece na tělo klece. Tento problém byl řešen tak, že samořezný závit i tělo klece byly vytvořeny jako samostatné geometrické entity (objemy). Po vytvoření sítě elementů byly objemové části spojeny pomocí trvalého kontaktu poskytovaného v základní nabídce systému ANSYS pod názvem always-bonded.

Jako u 2D modelu i zde byly vytvořeny mapované sítě prvků. Jako objemové prvky byly použity dvaceti-uzlové elementy SOLID 95. K modelování kontaktů byly použity prvky TARGET 170 a CONTA 174. Nosníkový kříž byl vytvořen z prvků BEAM 188.



Obr.13: 3D model keramické hlavice, polyethylenové jamky a titanové klece

6.1.3 3D model hlavice, jamky, klece a pánevní kosti

Dalším krokem při vývoji komplexního modelu geometrie TEP s pánevní kostí bylo vytvoření 3D modelu geometrie pánevní kosti. Model byl vytvořen z CT řezů, které byly převedeny do formátu IGES nasnímaných Ing. Přemyslem Krškem, Ph.D. (obr.14).

Nasnímané řezy se skládaly z bodů a úseček tyto body spojujících. Úsečky byly odstraněny a body byly spojeny hladkými křivkami (splines). Pokrytím křivek byla vytvořena plocha (obal pánevní kosti). Tato plocha byla vyhlazena, rozdělena na části a pospojována do objemů (obr.15).

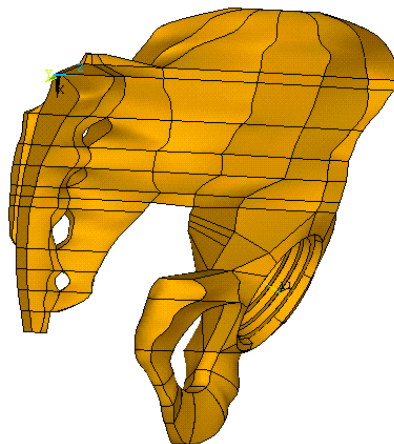
Proces vyhlazení a spojení do objemů byl proveden kvůli vytvoření strukturované (mapované) sítě dvaceti-uzlových elementů SOLID 95 tvaru „brick“ (obr.16). Pomocí elementů tvaru „brick“ je možno vyplnit objem menším množstvím prvků, při zachování úrovně modelu, než v případě použití prvků tvaru tetraedr. V univerzitní verzi ANSYS je k dispozici pouze 128 tisíc uzlů, což byl důvod k úsporám počtu elementů a tudíž i k vytvoření mapované (strukturované) sítě. Úspora počtu elementů použitím typu „brick“ oproti typu „tetraedr“ a tedy úspora počtu uzlů má za výhodu výraznou úsporu výpočtového času.

Celý proces tvorby geometrie a objemové sítě byl proveden v preprocesoru softwaru ANSYS, což je spojeno s relativní pracností při práci s daty. Odpadají však problémy při importech dat z jiných grafických softwarů.

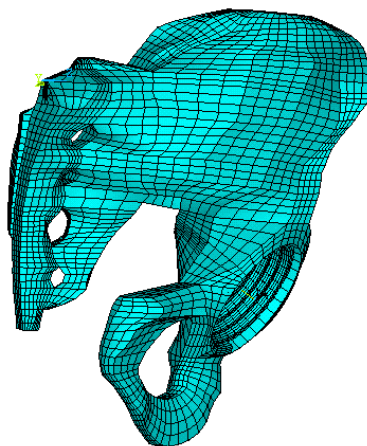
Do modelu pánevní kosti bylo nutno vytvořit negativní tvar klece TEP z důvodu simulace „zašroubování“ a „zařízení“ závitů při implantaci. Při tvorbě negativního tvaru závitů byl použit stejný postup jako u vytváření závitů na kleci, tj. vytvoření samostatného objemu negativního tvaru závitů, který byl po diskretizaci spojen s pánevní kostí pomocí trvalého „always-bonded“ kontaktu.



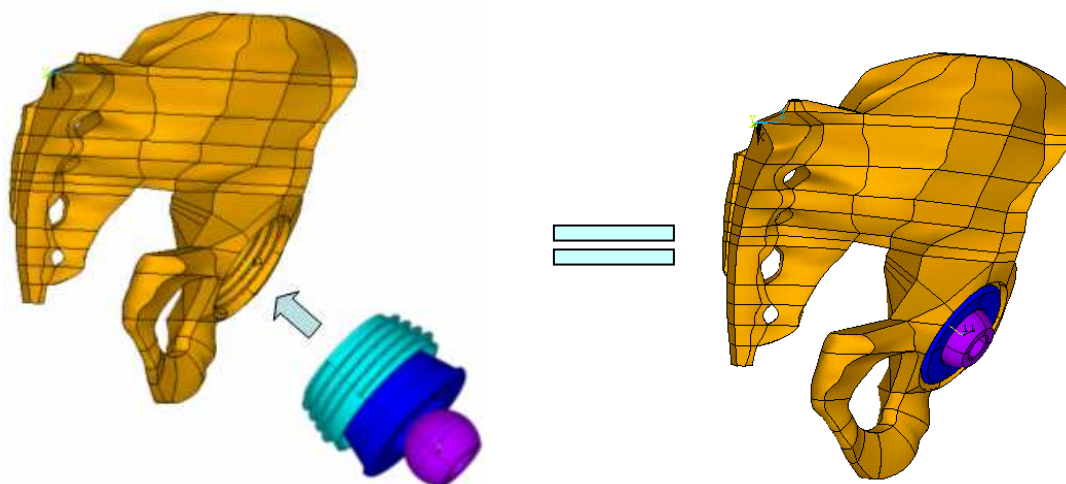
Obr.14: CT řezy pánevní kosti ve formátu IGES



Obr.15: Objemy tvořící pánevní kost

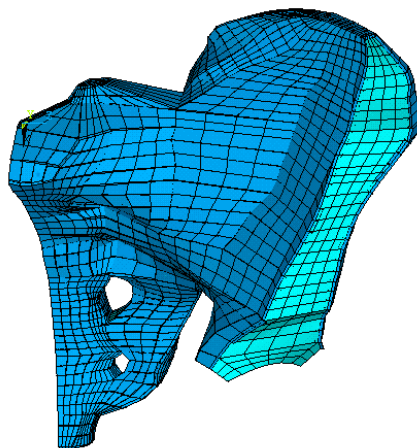


Obr.16: Strukturovaná (mapovaná) síť pánevní kosti



Obr.17: Celkový 3D model sestavy hlavice, jamky, klece a pánevní kosti

Na modelu pánevní kosti byla vytvořena kortikální vrstva pomocí skořepinových prvků SHELL 93 na vnějším povrchu kosti. Těmto prvkům byly pak v modelu materiálu nastaveny materiálové charakteristiky s odlišnými hodnotami než u prvků vnitřních, objemových. Tato vrstva měla za úkol simulovat odlišné vlastnosti vnější kortikální vrstvy kosti oproti vnitřní spongiózní části uvnitř kosti (viz obr.18).



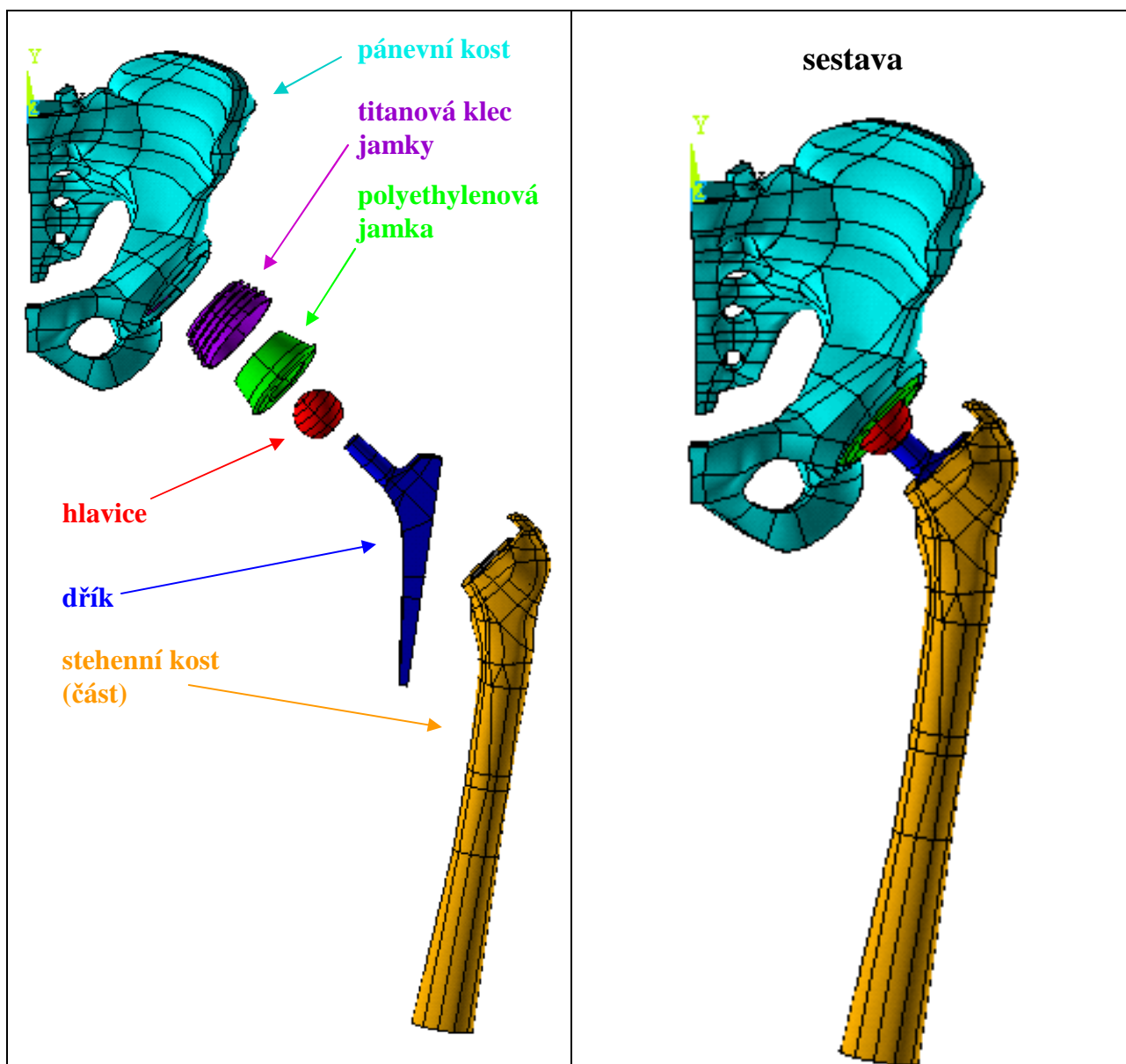
*Obr.18: Skořepinová vrstva kortikální kosti (tmavě modrá) na povrchu
objemu spongiózní kosti (světle modrá)*

6.1.4 3D model kyčelního spojení s femurem a svaly

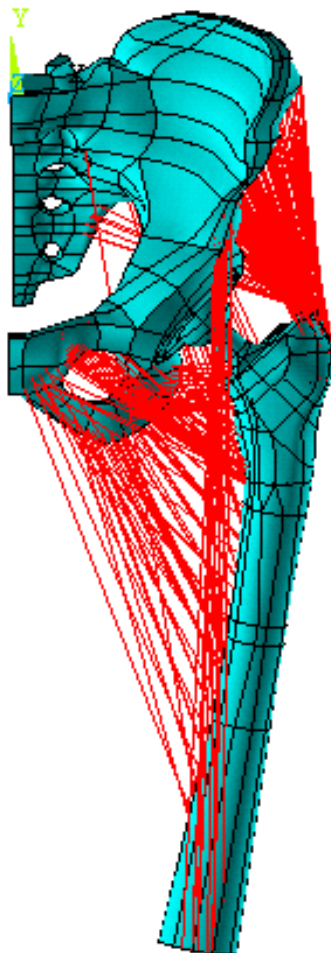
Posledním a cílovým modelem geometrie byl model kompletního kyčelního spojení, včetně svalového aparátu.

Při tvorbě tohoto modelu bylo využito dobré spolupráce kolektivu na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Části modelu, tj. objemová síť stehenní kosti a dříku Sultzera CF30, byly použity z modelu Ing. Tomáše Návrata, Ph.D., který je použil při dřívějších analýzách, např. v [75], [76]. Rovněž svalový aparát byl vytvořen analogicky s jeho modelem. Využití této části již vytvořeného modelu nebylo s úmyslem vytvořit plagiát, ale z důvodu následné možnosti srovnání vzájemně porovnatelných výsledků.

Model se skládal ze stejných částí jako modely předchozí (tj. pánevní kosti, klece, jamky a hlavice) a přibýly k němu modely dříku TEP Sultzera CF30, části stehenní kosti (obr.19) a svalový systém (obr.20). Svalový systém byl modelován pomocí prvků typu LINK, který umožňuje zatížení a tahové namáhání v osovém směru.



Obr.19: Jednotlivé části modelu a sestava kompletního kyčelního spojení



Obr.20: Svalový systém (model)

6.1.5 Modelování výrobních odchylek

Výrobní odchylky a tedy i ve výrobě předepisované tolerance se dělí na:

- a) rozměrové** – jedná se o změny v délkových vzdálenostech a v případě spojení dvou těles (typu hřídel – náboj) umožňují výskyt tří druhů vzájemného uložení:
- ~ uložení s vůlí (mezi tělesy je mezera)
 - ~ uložení bez vůle i přesahu (prostor mezi tělesy je vymezen zcela přesně, vzdálenost = 0, v praxi obtížně proveditelné)
 - ~ uložení s přesahem (vnitřní těleso přesahuje svým vnějším rozměrem vnitřní rozměr vnějšího tělesa, k sestavení tohoto druhu uložení je třeba vyvinout sílu (lisování), obvykle za přispění rozdílných teplot jednotlivých částí)

- b) **geometrické** – jedná se o odchylky tvarové. V praxi se vyskytují např. odchylky od přímosti, rovinnosti, kruhovitosti, válcovitosti atd.

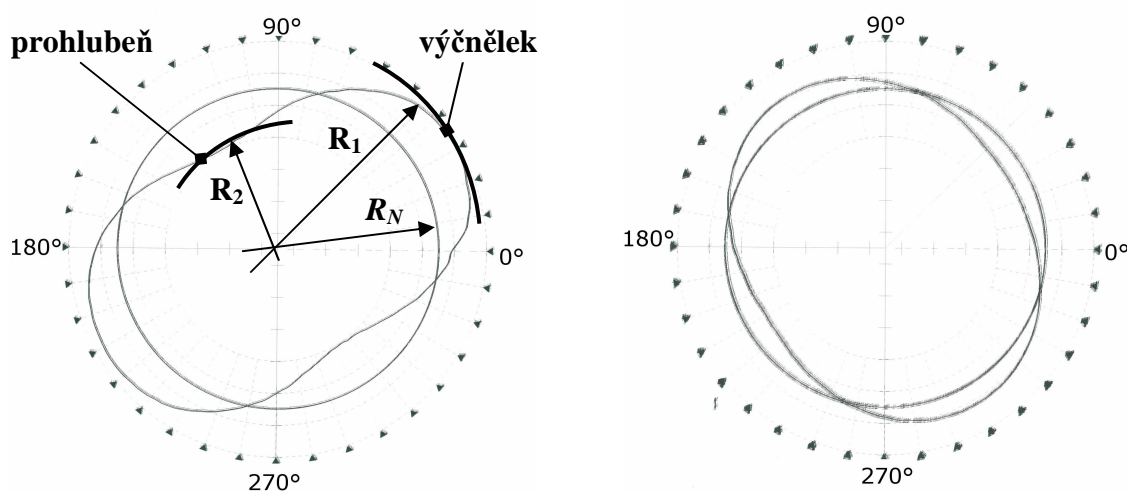
Pro získání přehledu o reálných odchylkách na komponentách TEP byly proměřeny použité a nepoužité vzorky hlavice a jamek na měřicím zařízení od firmy Taylor-Hobson na Ústavu technologie fakulty strojního inženýrství VUT v Brně. Dle výsledků (tab.2, obr.21) lze říci, že spojením kterékoliv z proměřených nepoužitých jamek s hlavicí by vzniklo uložení s přesahem. Opotřebovaná jamka vykazovala výraznou hodnotu odchylky kruhovitosti ve srovnání s nepoužitými jamkami.

Tab.2: Změřené odchylky [1]

Jamka / hlavice	Průměr [mm]	Odchylka kruhovitosti [mm]	Použité / nepoužité
Jamka 1	31,97	0,117	Nepoužité
Jamka 2	31,88	0,090	
Jamka 3	31,83	0,064	
Jamka 4	31,79	0,087	
Jamka 5	32,11	0,357	Použitá
Hlavice 1	32,02	0,011	Nepoužité
Hlavice 2	32,04	0,009	

Na základě změřených hodnot bylo stanoveno, že modelované výrobní odchylky budou:

- a) **rozměrové** – odchylky průměru jamky při zachovaném průměru hlavice
 – hodnota odchylek v rozmezí $\varnothing D_{-0,3}^{+0,4}$ mm s krokem 0,1 mm ($\varnothing D = 32$ mm)
 – postupným přechodem v rozmezí odchylek se dosáhne všech tří druhů uložení (s vůlí, bez vůle i přesahu, s přesahem)
- b) **geometrické** – odchylka od kruhovitosti kulové plochy hlavice TEP
 – tvar odchylky převzat z měření odchylek skutečných jamek a hlavice (obr.21)
 – hodnoty odchylek kruhovitosti „e“ v rozmezí hodnot 0 až 0,1 mm s krokem 0,025 mm, viz obr.21.



$$\text{Odchylka} \quad e = R_1 - R_N = R_N - R_2 \quad \dots \dots R_N \dots \text{ nominální poloměr}$$

Obr.21: Změřené odchylky kruhovitosti na nepoužitých vzorcích

Postup modelování odchylek

Modelování rozměrových odchylek bylo relativně jednoduché. Model geometrie jamky byl vytvořen parametricky pomocí makra, kde jedním z parametrů byl vnitřní průměr kulové plochy jamky. Jamka byla pro každý případ odchylky rozměru vygenerována s požadovaným vnitřním průměrem.

Geometrické odchylky kruhovitosti kulové plochy hlavice byly simulovány posunem uzlů na vnější ploše hlavice v radiálním směru. Jednotlivými uzly bylo posunováno tak, aby výsledný tvar odchylek v řezu odpovídal v požadovaném měřítku odchylkám naměřeným viz obr.21, tzn. 2 středově symetrické prohlubně a 2 výstupky. Posunování uzlů bylo prováděno pomocí makra s využitím cyklů pomocí příkazu „DO“ s podmínkou „IF“. Výsledné makro viz příloha.

6.2 Model materiálu

Obecně může být model materiálu vytvořen na různých rozlišovacích úrovních. Od sub-atomární, mikroskopickou až po makroskopickou. Volba závisí na požadovaném stupni přesnosti výsledků, hardwarových a softwarových prostředcích, časových a finančních možnostech atd. Pro zjištění požadovaných veličin pro tuto práci byl dostačujícím materiálovým modelem všech komponent model izotropního mechanického kontinua. Modelování materiálových vlastností tímto způsobem se kladně projeví na rychlosti výpočtu.

Pro určení mechanických charakteristik izotropního materiálu je nutné určit 2 nezávislé materiálové charakteristiky – Youngův modul pružnosti a součinitel příčné kontrakce (Poissonův poměr).

Technické materiály

Zjištění těchto charakteristik pro běžné technické materiály je poměrně jednoduché. Mají většinou homogenní izotropní vlastnosti a jejich materiálové charakteristiky lze snadno zjistit na běžných zkušebních strojích, na normovaných vzorcích a jsou uvedeny v materiálových listech. Hodnoty materiálových charakteristik částí TEP z technických materiálů užitých v této studii byly nalezeny v materiálových listech a jsou uvedeny v tab.3.

Tab.3: Materiálové charakteristiky bioimplantátů

Část TEP	Materiál	Modul pružnosti [MPa]	Poissonův poměr [-]
Hlavice	keramika Al_2O_3	$3,9 \cdot 10^5$	0,23
Jamka	UHMW polyethylen	10^3	0,4
Klec	Titan	10^5	0,3

Biomateriály

Vlastnosti biomateriálů jsou oproti běžným technickým materiálům těžko zjistitelné. Důvodem je především nehomogenita a anizotropie, ale projevuje se zde řada dalších vlivů jako pohlaví, věk jedince apod., na kterých materiálové charakteristiky závisují.

Kostní tkáň v organismu se vyskytuje ve dvou základních konfiguracích, a to kompaktní (kortikála) a trámčité (spongióza). Tkáň kortikální se vyskytuje u povrchů kostí, je velmi hutná a pevná s vlastnostmi blízcími se izotropnímu kontinuu. Oproti tomu kost spongiózní se vyskytuje uvnitř kostí, je složená z různě orientovaných trámečků a od toho jsou odvislá jak její anizotropie, tak i heterogenita.

Zjišťování materiálových charakteristik biomateriálů je velmi složité a rozsahem vydá za samostatný obor biomechaniky. Získávání vzorků kostí je velice omezené a materiálové vlastnosti mrtvé tkáně mohou být odlišné od tkáně živé. Kromě klasických způsobů zjišťování materiálových charakteristik se používá několik dalších metod, např. denzitometrie, ultrazvukové zkoušky, nanotvrdost.

Vzhledem k tomu, že úkolem této práce není zjištění napjatosti a deformace v kosti pánevní, byl použit model izotropní a homogenní, přičemž byla kost rozdělena na 2 části: povrchovou (kortikální) a vnitřní (spongiózní). Každé části byla přiřazena příslušná hodnota materiálových charakteristik Youngova modulu a Poissonova poměru. Takovýto model materiálu se ve výpočtové praxi běžně používá. Předepsané hodnoty materiálových charakteristik pro spongiózní a kortikální kost byly vybrány přibližně ze středu spektra hodnot používaných jinými autory a hodnot zjištěných různými metodami. Hodnoty a metody jejich určení u různých autorů jsou seřazeny v tab.4.

Tab.4: Materiálové charakteristiky kostní tkáně

Autor	Materiál	Metoda stanovení	Modul pružnosti [GPa]
Boyce T.M. [59]	kortikála	neurčena	$16,6 \pm 1,0$
Frankel N. [60]	kortikála	nanoindentace	17,6 (long. směr)
	kortikála	nanoindentace	9,6 (transverz. směr)
	kortikála	ohyb	14,8
	kortikála	smyk	3,5
	spongióza	neurčena	3,8 (20-40 let)
	spongióza	neurčena	1,64 (55-65 let)
	spongióza	neurčena	1,98 (75-85 let)
Jiahau B. Y. [61]	kortikála	neurčena	15-30
University of Michigan [62]	kortikála	neurčena	14,7
	spongióza	neurčena	0,49
Wolff (1892)	kortikála	předpoklad	17-20
Runkle and Pugh (1975)	kortikála	vzpěr	$8,69 \pm 3,17$ (suchý vzorek)
Townsend a kol. (1975)	kortikála	nepružný vzpěr	11,38 (nesuchý vzorek)
Williams and Lewis (1982)	kortikála	zpětný výpočet z MKP analýzy	1,30
Ashman and Rho (1988)	kortikála	ultrazvukové testovací metody	$12,7 \pm 2,0$ (nesuchý vzorek)
Ryan and Williams (1989)	kortikála	tahová zkouška	$0,76 \pm 0,39$
Hodgkinson a kol. (1989)	kortikála	mikrotvrdost	15 (odhad)
Kuhn a kol. (1989)	kortikála	trojbodový ohyb	3,81 (nesuchý vzorek)
Mente and Lewis (1989)	kortikála	vetknutý ohyb s MKP analýzou	$7,8 \pm 5,4$ (suchý vzorek)
Choi a kol. (1990)	kortikála	čtyřbodový ohyb	$5,35 \pm 1,36$ (nesuchý vzorek)
Rho a kol. (1993)	kortikála	tahová zkouška	$10,4 \pm 3,5$ (suchý vzorek)
		ultrazvukové testovací metody	$14,8 \pm 1,4$ (nesuchý vzorek)
Rho a kol. (1997)	kortikála	nanoindentace	$19,6 \pm 3,5$ (suchý vzorek): long.směr
			$5,0 \pm 3,0$ (suchý vzorek): transverzální směr

V odborných studiích na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky jsou používány hodnoty modulu pružnosti u kortikální kosti v rozmezí 10 – 25 GPa a u kosti spongiózní v rozmezí 0,2 – 8 GPa.

Poissonův poměr je ve všech studiích používán v rozmezí 0,25 – 0,3 u kosti kortikální a 0,2 – 0,25 u kosti spongiózní.

Na základě hodnot zjištěných v literatuře byly materiálové charakteristiky pánevní kosti vybrány a předepsány takto:

- kortikála - modul pružnosti $E = 14000 \text{ MPa}$
 - součinitel příčné kontrakce (Poissonův poměr) $\mu = 0,3$
- spongióza - modul pružnosti $E = 2000 \text{ MPa}$
 - součinitel příčné kontrakce (Poissonovo č.) $\mu = 0,25$

6.3 Model zatížení

Zatížení představuje důležitou část modelu. Lze jej rozdělit na dva druhy:

- silové - předepsána velikost a směr zatěžujících sil v konkrétních působištích
 - jsou s ním spojeny problémy související s konvergencí výpočtů.
- deformační - předepsána velikost a směr deformace v bodě
 - ne tak výrazné problémy s konvergencí výpočtu jako u silové varianty

Ve výpočetních úlohách v této práci byly předepsány podmínky zatížení silové i deformační.

Deformační podmínky byly použity dvěma způsoby:

- předepsání okrajových podmínek uložení modelu, tzn. nulových posuvů v daných místech (osa symetrie pánevní kosti)
- předepsání rotace hlavice v jamce

Silovou okrajovou podmínkou byl model zatížen předepsáním osamoceně síly v takovém úhlu a takovou velikostí, aby se dosáhlo zatížení srovnatelné s reálným zatížením kloubu v těle člověka.

Zatěžování modelu probíhalo ve třech na sebe navazujících krocích:

- 1) Deformační podmínkou zatlačena hlavice do jamky tak, aby došlo ke kontaktu mezi hlavicí a jamkou. Tento krok byl nutný z toho důvodu, aby soustava se dobře podmínila pro další výpočet. V případě zahájení výpočtu přímo krokem 2) výpočet divergoval.
- 2) Silovou podmínkou (síla s působištěm ve středu kulové plochy hlavice) zatlačena hlavice ve směru působícího fyziologického zatížení do jamky.

- 3) Rotace hlavice v jamce při zachovaném silovém působení z kroku 2) pro určení třecího momentu

Z výsledku výpočtu takto zatíženého modelu bylo možné stanovit hodnoty požadovaných veličin, a to kontaktního tlaku a třecího momentu mezi hlavicí a jamkou.

6.3.1 Stanovení zátěžné síly

Kyčelní kloub člověka je během jednoho kroku zatěžován ve velkém rozsahu úhlů, a to nejen vpřed a vzad (flexe, extenze) ale i do stran (abdukce, addukce). Zatížení kyčelního kloubu v jednotlivých fázích kroku jsou uvedeny např. ve studiích [5] a [7]. V této práci však není simulováno zatížení v jednotlivých fázích kroku, ale při statickém zatížení, což v praxi odpovídá stoji na jedné noze, případně pomalé chůzi.

Pro výpočet silové výslednice zatížení hlavice TEP je nutno vyjít z uvolnění dolní končetiny. Silová výslednice zatěžující kloub se při stoji na jedné noze nachází ve frontální rovině člověka (rovina svislá, rovnoběžná s čelem) a síly lze pak řešit jako rovinnou úlohu. Zatížení kloubu a dolní končetiny je schematicky znázorněno na obr.22.

Při stoji na dolní končetině jsou zapojeny do funkce svaly zvané kyčelní abduktory. Mají 2 úpony. První je umístěn na velkém trochanteru (velký chocholík, velký výběžek v proximální části stehenní kosti) a druhý úpon je na pánevní kosti. Jejich silový účinek je znázorněn silou F_S , jejíž nositelka je skloněna pod úhlem cca 20° . Svaly slouží k udržování rovnováhy trupu. Z tohoto důvodu není výslednice zatížení kloubu na svislici, ale je rovněž skloněna pod úhlem α .

Vstupem pro výpočet byla hmotnost člověka. Výstupem byla velikost zátěžné síly \vec{F} a úhel zátěžné síly α . Rovnice pro stanovení zátěžné síly:

- z momentových rovnic okolo bodu E, D:

$$F_Y = \frac{F_G \cdot 123.5 - F_{G,DK} \cdot 54}{40.5}$$

$$F_S \cdot \sin 20^\circ = \frac{F_G \cdot 83 - F_{G,DK} \cdot (83 - 54)}{40.5}$$

- rovnice silové rovnováhy v horizontální rovině

$$F_X = F_S \cdot \sin 20^\circ$$

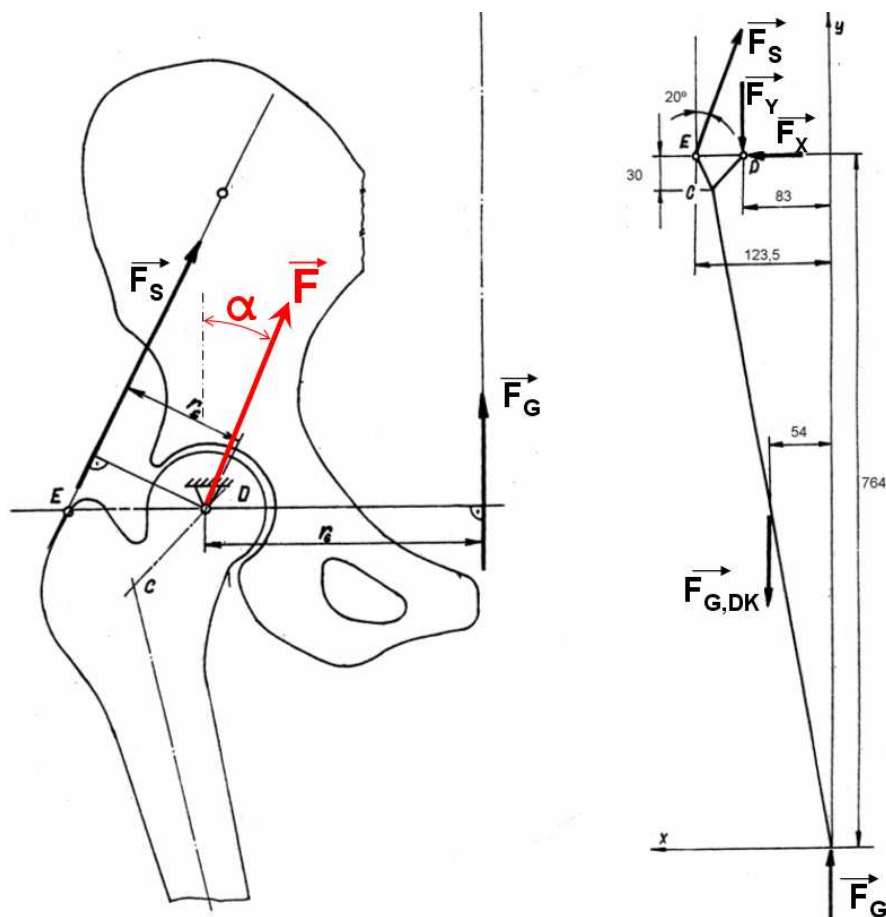
- výsledná zatěžující síla a její úhel sklonu α

$$F = \sqrt{F_X^2 + F_Y^2}$$

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{F_X}{F_Y}$$

Velikost zátěžné síly \vec{F} byla vypočtena 2500 N s úhlem sklonu $\alpha = 13,5^\circ$.

V případě 2D úlohy byla provedena citlivostní analýza vlivu velikosti hodnoty zatížení na výsledky (kontaktní tlak, třecí moment). Hodnota zatížení byla měněna v hodnotách 500 N, 1000 N a 2000 N.



\vec{F} zátěžná síla

α úhel sklonu zátěžné síly od vertikální osy

\vec{F}_x, \vec{F}_y ... složky zátěžné síly

\vec{F}_G tíhová síla váhy člověka

$\vec{F}_{G,DK}$ tíhová síla váhy dolní končetiny

\vec{F}_s síla od abduktorů (balanční svaly udržující rovnováhu trupu)

Obr.22: Schematické znázornění silové rovnováhy v kyčelním kloubu [Ing. Zdeněk Florian, CSc.]

6.3.2 Model tření

Tření vyjadřuje odpor proti pohybu, který vniká mezi dvěma tělesy v oblasti dotyku jejich povrchů ve směru jejich možného pohybu. Tento mechanismus lze rozdělit na tři samostatné jevy, které vyvolávají adhezivní, abrazivní a únavové opotřebení materiálu [1].

V lidském těle jsou patrně díky evoluci vytvořeny téměř ideální třecí podmínky mezi dvěma dotýkajícími se tělesy, ať už díky tvaru a povrchu komponent nebo přítomností „mazací“ synoviální tekutiny. To už ovšem nelze říci o náhradách z technických materiálů aplikovaných v těle člověka. Důsledky a příčiny opotřebení jsou v současné době jedním z nejzkoumanějších témat v biomechanice. To, konkrétně v souvislosti s opotřebením polyethylenových částí, z důvodu degenerativního vlivu částic vzniklých otěrem na živou tkáň.

Tření bylo realizováno tzv. Coulombovským modelem, který je v technické praxi nejrozšířenější. Tento model však nezahrnuje odlišnosti mezi třením těles uváděných do pohybu a tělesy již se pohybujícími. V Coulombovském modelu lze tření mezi dvěma materiály charakterizovat hodnotou koeficientu smykového tření f . Ten udává poměr mezi třecí silou a kolmou tlakovou silou. Jeho hodnota bývá určována experimentálně. Pro kombinaci materiálů použitých v analyzované endoprotéze (tedy keramika – polyethylen) byl koeficient tření stanoven 0,1. Pro porovnání, u lidského kloubu se hodnota koeficientu tření pohybuje v rozmezí 0,005 až 0,02. Musíme však uvážit vliv mazání synoviální kapalinou, jež se vytváří v oblasti zdravého kloubu. Při zkouškách kombinace materiálu keramika – polyethylen v séru a v Ringerově roztoku (simulující synoviální kapalinu) byl koeficient tření stanoven v rozmezí 0,04 až 0,08 [50].

Ve 2D úloze byla provedena citlivostní analýza vlivu změny hodnoty koeficientu tření na posuzované veličiny (kontaktní tlak a třecí moment).

6.3.3 Konkrétní předpis okrajových podmínek pro 2D model

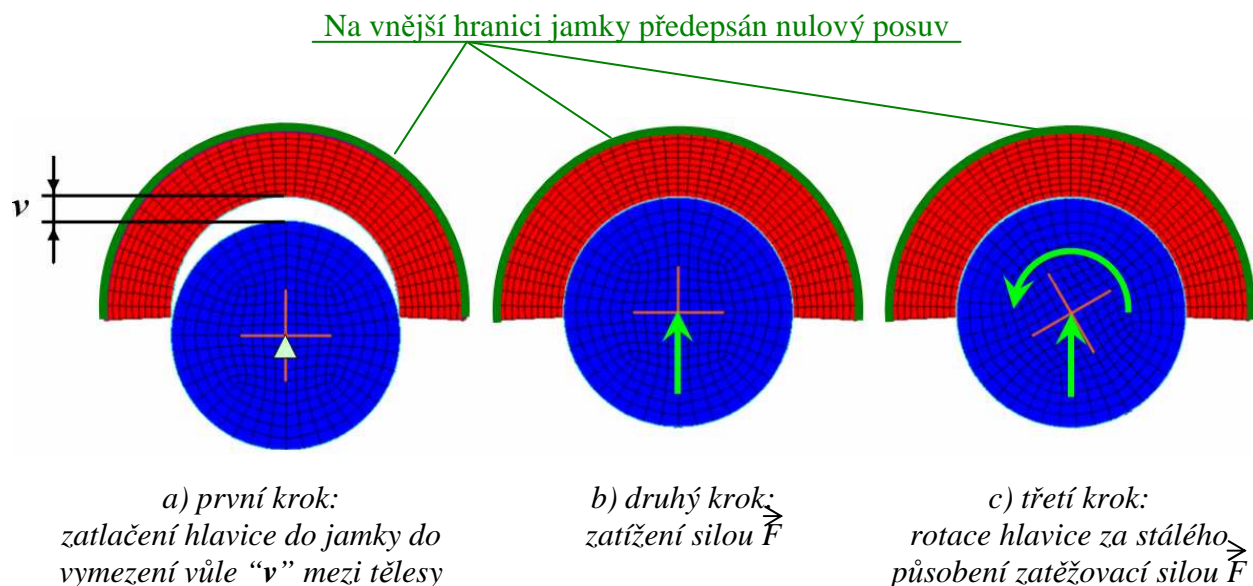
První vytvořený model byl 2D model jamky a hlavice TEP, dle modelu Ing. V. Fuise, Ph.D. [69], doplněný o možnost natočení hlavice v jamce (obr.23). V tomto modelu bylo zabráněno posuvům uzlů po obvodu jamky v obou možných směrech (v kartézském souřadném systému). Hlavice byla zatížena silou (500 N až 4000 N s krokem 500 N) v uzlu uprostřed hlavice.

Aby nedošlo k lokální deformaci elementů okolo středního uzlu (zatížením silou), byl z nosíkových prvků o vysoké tuhosti vytvořen uprostřed modelu hlavice kříž, pevně spojený se všemi uzly modelu hlavice kterými procházel, včetně středového uzlu. Síla působící na střední uzel hlavice se tedy rozložila do okolních uzlů. Vytvoření kříže rovněž umožnilo jednoduše předepsat rotaci hlavice okolo jejího středu tak, že byla předepsána deformační podmínka rotace o požadovaný úhel středovému uzlu.

Kříž umožnil zjistit hodnotu třecího momentu jako reakci v centrálním uzlu!

Stejný systém předpisu zatlačení a rotace hlavice pomocí středového kříže byl následně použit u všech modelů s výjimkou modelu kompletního kyčelního spojení.

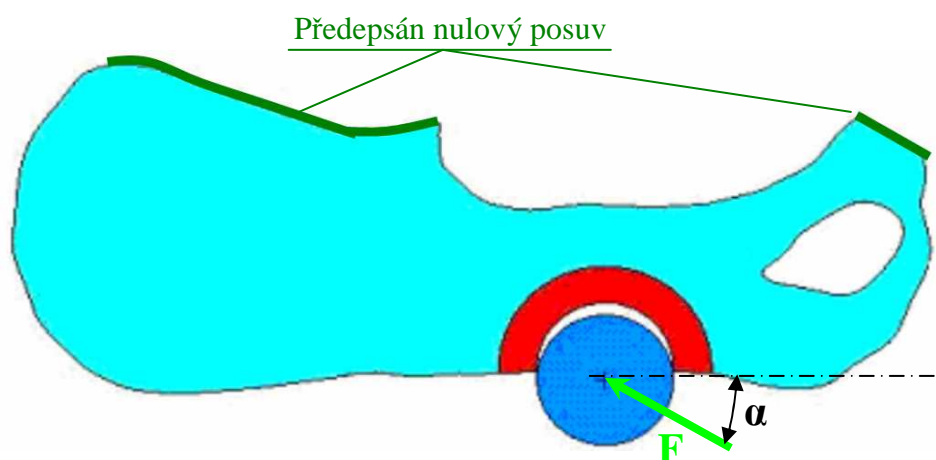
Mezi hlavicí a jamkou byl realizován dotyk pomocí speciálních prvků softwaru Ansys umožňujících řešit nelinearitu typu kontakt dvou těles.



Obr.23: Zatížení 2D modelu hlavice a jamky

Následovalo doplnění modelu o pánevní kost. Její tvar byl odečten z rentgenu. Jamka s kostí pánevní byly spojeny neoddělitelně společnou hranicí. Okrajová podmínka zabránění posuvům byla předepsána v oblasti spojení kosti pánevní s kostí křížovou a v oblasti spony stydké (obr.24).

Hlavice byla zatížena stejným způsobem jako v modelu bez pánevní kosti (pomocí nosníkového kříže v centru hlavice), s výjimkou předepsání odlišného směru nositelky zátěžné síly, a to ve fyziologickém úhlu $\alpha = 13,5^\circ$ (obr.24).



Obr.24: Zatížení 2D modelu hlavice a jamky pánevní kostí

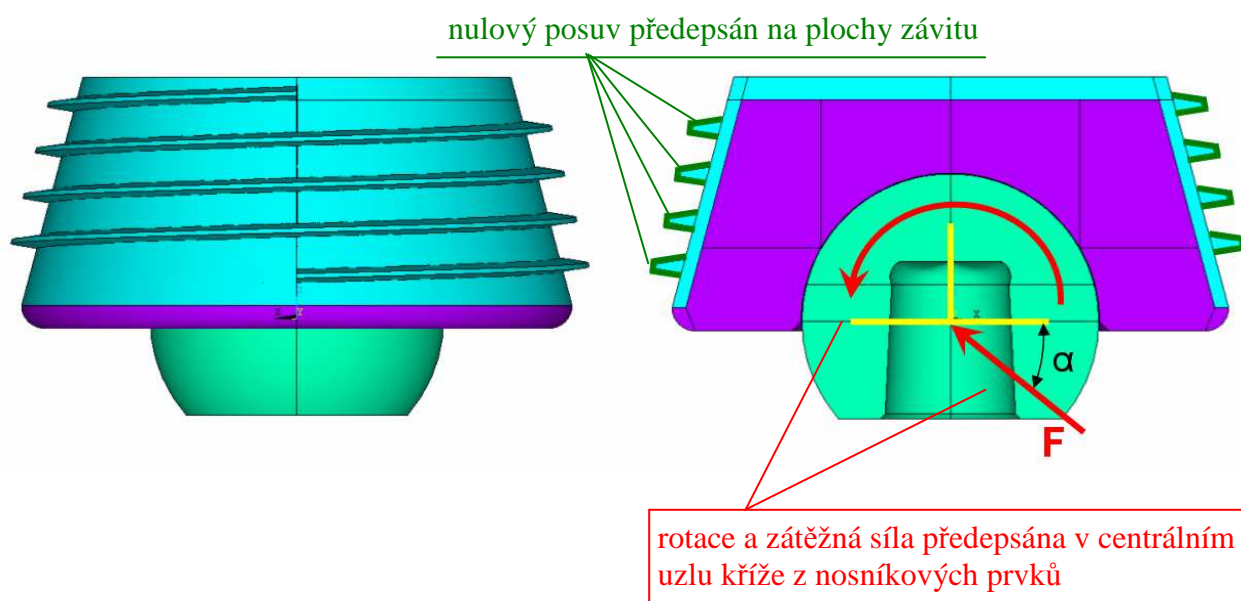
6.3.4 3D model hlavice, jamky a klece

V dalším kroku, kdy byl vytvořen 3D model hlavice, jamky a klece dle výkresové dokumentace (případně změřením rozměrů vzorku), byla okrajová podmínka zabránění posuvům předepsána na vnější plochy závitů titanové klece (obr.25).

Uprostřed hlavice byl vytvořen kříž z nosníkových prvků (trojrozměrný) stejným způsobem jako u 2D úlohy. Hlavice byla zatížena nejprve deformačně (zajištění vhodné podmíněnosti úlohy pro konvergenci) a poté silově, v centrálním uzlu. Velikost zátěžné síly byla 2500 N. Třetím krokem byla rotace hlavice v jamce za stálého působení zátěžné síly.

Směr nositelky zátěžné síly \vec{F} nebyl kolmo na dno jamky, ale byl skloněn o fyziologický úhel zatížení $\alpha = 13,5^\circ$ (obr.25).

Mezi dvojicemi hlavice-jamka a jamka-klec byl realizován styk pomocí speciálních prvků softwaru ANSYS umožňujících řešit nelinearitu typu kontakt dvou těles.



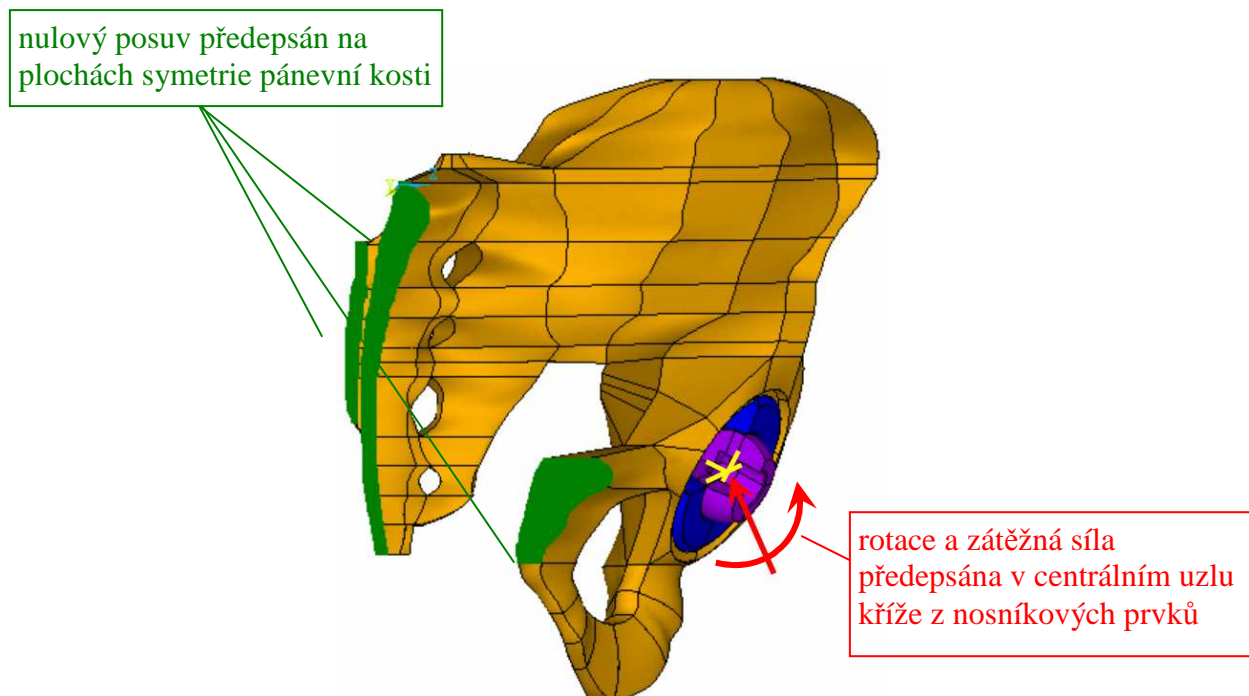
Obr.25: Zatížení 3D modelu hlavice, jamky a klece

6.3.5 3D model hlavice, jamky, klece a pánevní kosti

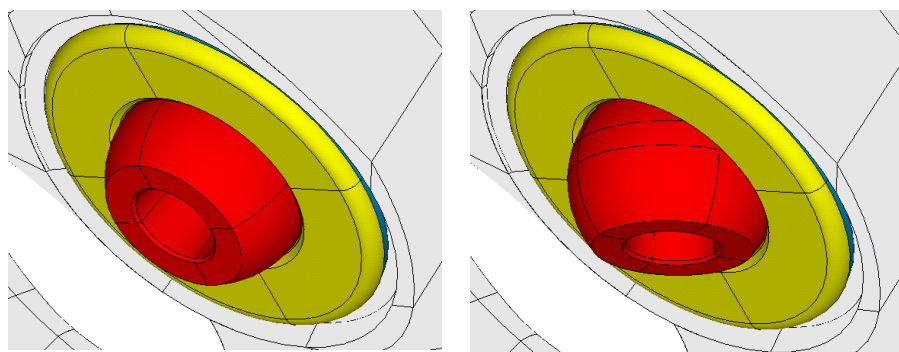
Ke 3D modelu hlavice, jamky a klece (kap. 6.3.4) byl přidán model symetrické poloviny pánevní kosti a jamka do něj byla umístěna.

Mezi pánví a titanovou klecí jamky bylo vytvořeno spojení pomocí kontaktních prvků na plochách závitů. Další stykové plochy pak zůstaly mezi hlavicí a jamkou a mezi polyethylenovou jamkou a titanovou klecí, stejně jako u modelu bez pánevní kosti.

Deformační okrajová podmínka nulových posuvů byla předepsána na symetrické plochy pánevní kosti (obr.26). V centrálním uzlu kříže z nosníkových prvků (ve středu kulové plochy hlavice) byla předepsána silová okrajová podmínka zatížení silou pod fyziologickým úhlem $\alpha = 13,5^\circ$ a rotace hlavice deformační okrajovou podmínkou (obr.26, obr.27).



Obr.26: Zatížení 3D modelu hlavice, jamky, klece a pánevní kosti



Obr.27: Rotace hlavice v jamce

6.3.6 3D model kyčelního spojení s femurem a svaly

Tento model byl zatížen zatlačením hlavice do jamky silou 1500 N bez následné rotace. Velikost síly byla odlišná od předchozích modelů z toho důvodu, aby výsledky byly porovnatelné s výsledky Ing. Tomáše Návrata, Ph.D. [75] vypočtených na obdobném modelu. Deformační podmínka zabránění posuvů byla opět předepsána na plochách symetrie pánevní kosti (obr.26). Pro zajištění stability modelu a výpočtu sloužil model svalového aparátu z prutových prvků (obr.20).

7 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

7.1 2D model

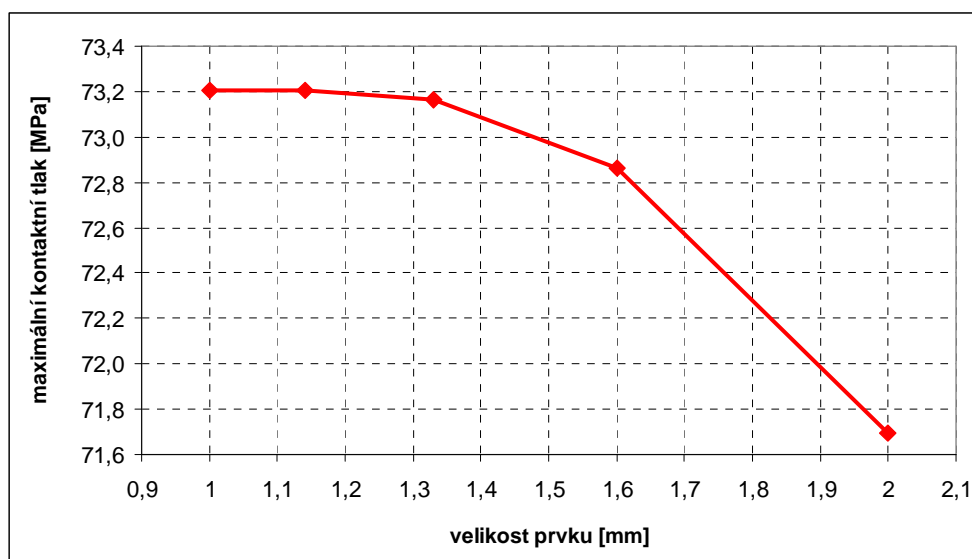
Vytvoření 2D modelu a provedení výpočtů na něm si kladlo za cíl seznámení s problematikou, otestování možnosti použití kříže z nosníkových prvků a provedení citlivostních analýz. Úloha si nekladla za cíl získání kvantitativních výsledků řešení, ale výsledků kvalitativních.

7.1.1 Citlivostní analýza vlivu velikosti elementů

Hustota diskretizace (počet a velikost prvků) je parametr, který v metodě konečných prvků (ale i v dalších numerických metodách) silně ovlivňuje výsledek. Obecně platí, že se zvyšující se hustotou diskretizace (rostoucím počtem prvků) roste přesnost výsledků. S tím však úzce souvisí závislost, že se rostoucím počtem prvků roste hardwarová náročnost a výpočtový čas řešiče. Zvláště pro rozměrově rozsáhlé úlohy je podstatné nalezení minimálního počtu prvků, s kterými je dosažena požadovaná přesnost.

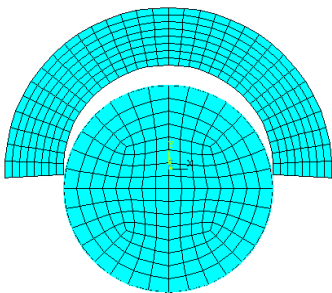
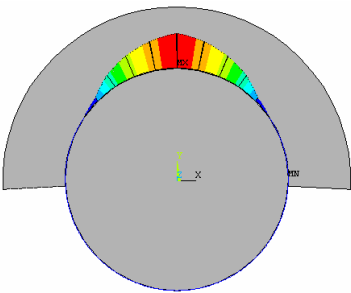
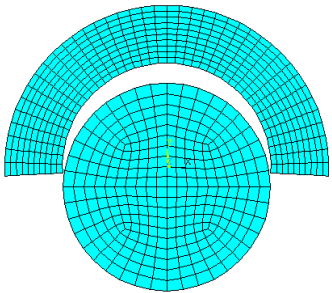
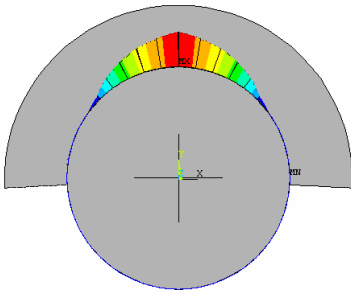
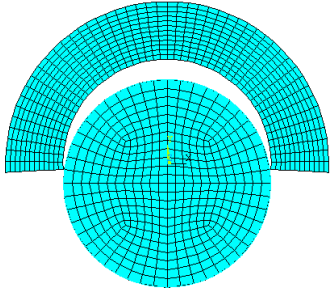
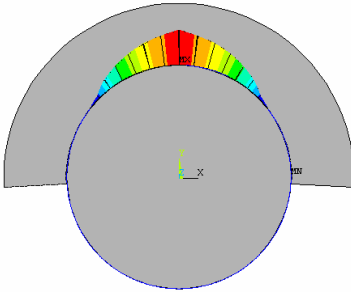
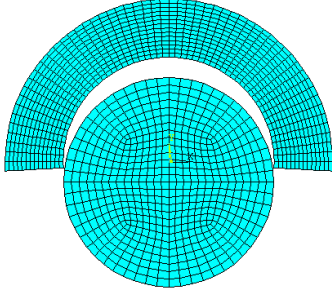
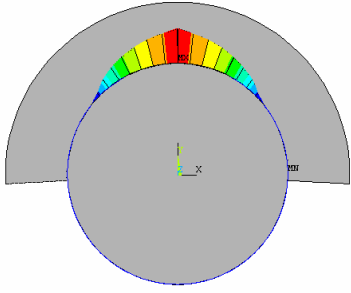
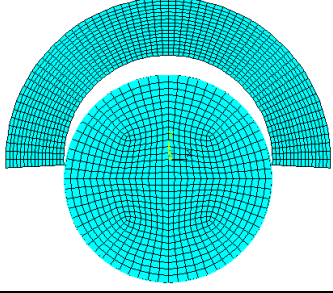
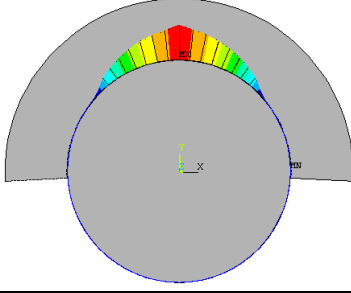
Provedená citlivostní analýza na 2D úloze zahrnovala 5 modelů s odlišnou hustotou diskretizace, jejichž parametry jsou seříděny v tabulce 5. Velikost vůle mezi hlavicí a jamkou byla u všech modelů shodná a to 0,2 mm.

Rozložení kontaktního tlaku je ve všech případech velikosti (počtu) prvků obdobné. Varianty se liší hodnotou maximálního kontaktního tlaku (obr.28). Z jejich porovnání vyplývá, že pro velikost prvku nižší než 1,14 mm se výsledky řešení neliší. Tato velikost prvku byla použita ve všech následných modelech a simulacích.



Obr.28: Závislost maximálního kontaktního tlaku na velikosti prvků

Tab.5: Hustota diskretizace 2D model

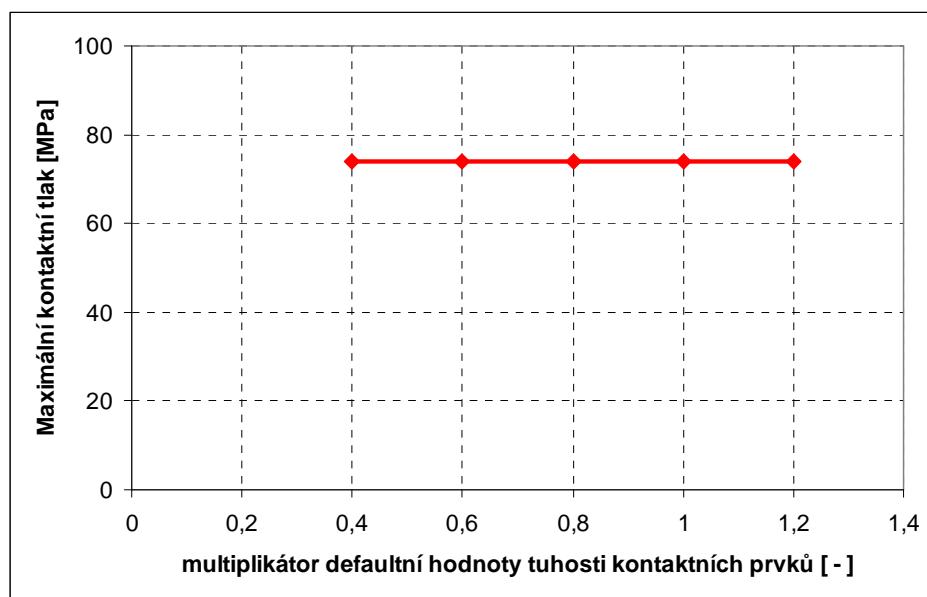
Velikost prvku [mm]	Počet prvků [-]	Schéma	Průběh kontaktního tlaku	Maximální kontaktní tlak [MPa]
2	448			71,69
1,6	700			72,86
1,33	1008			73,16
1,14	1372			73,21
1	1792			73,21

7.1.2 Citlivostní analýza vlivu tuhosti kontaktních prvků

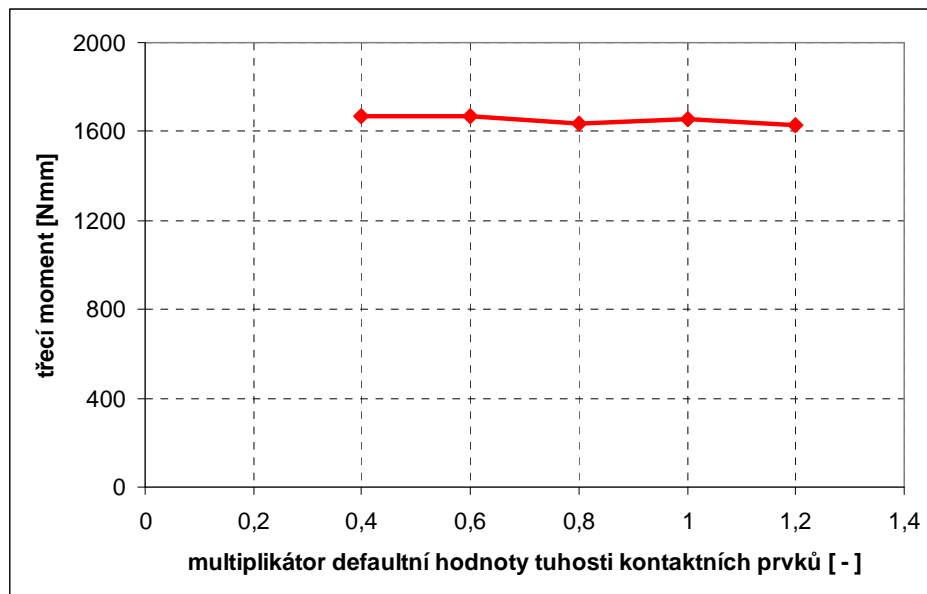
Tuhost kontaktních prvků představuje hodnotu tuhosti virtuálních pružin, vkládaných mezi dvojici kontaktních prvků. Hodnota kontaktní tuhosti je závislá na materiálové charakteristice Youngova modulu pružnosti E a velikosti elementů. Hodnota tuhosti by měla být teoreticky co nejvyšší (odpovídalo by to reálné nulové vzájemné prostupnosti dvou těles). Při jejích vysokých hodnotách však řešení diverguje.

Kontaktním prvkům je při jejich tvorbě v softwaru ANSYS automaticky, z hodnot velikosti prvků a Youngova modulu pružnosti, předepsána hodnota tuhosti. Tu pak může uživatel editovat multiplikátorem defaultní tuhosti kontaktních prvků.

Výsledky vlivu tuhosti kontaktních prvků na posuzované veličiny zpracované do podoby grafů viz. obr.29, obr.30. Hodnota multiplikátoru tuhosti byla měněna v rozsahu 0,4 až 1,2 (defaultní hodnota multiplikátoru = 1). Nad hodnotou 1,2 již úloha divergovala. Z grafů je patrné, že v uvažovaném rozsahu hodnoty tuhosti nemá tento parametr výrazný vliv na výsledky, tedy na hodnoty kontaktního tlaku a třecího momentu. Pro další analýzy je použita softwarem ANSYS přednastavená hodnota tuhosti kontaktních prvků.



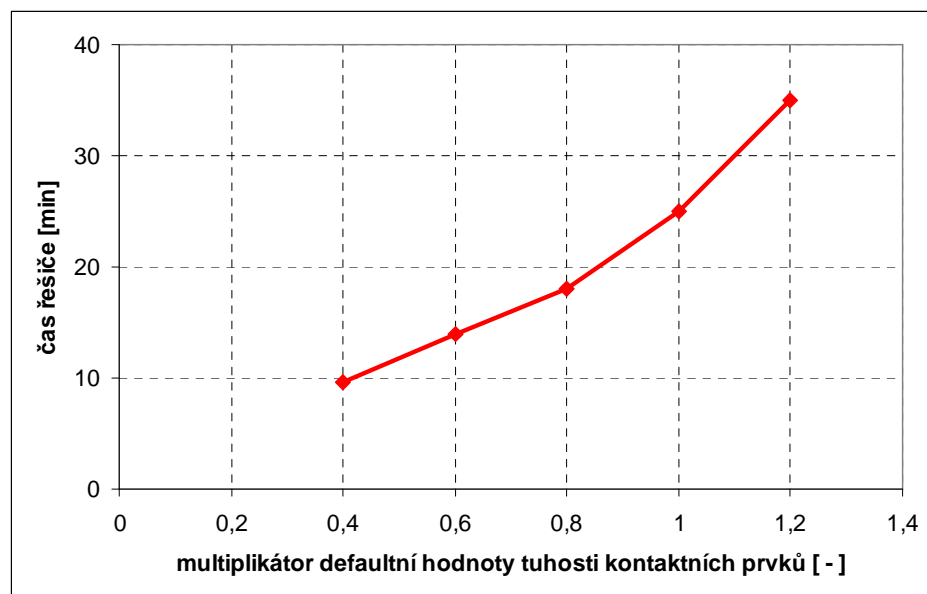
Obr.29: Vliv změny tuhosti kontaktních prvků na hodnotu kontaktního tlaku



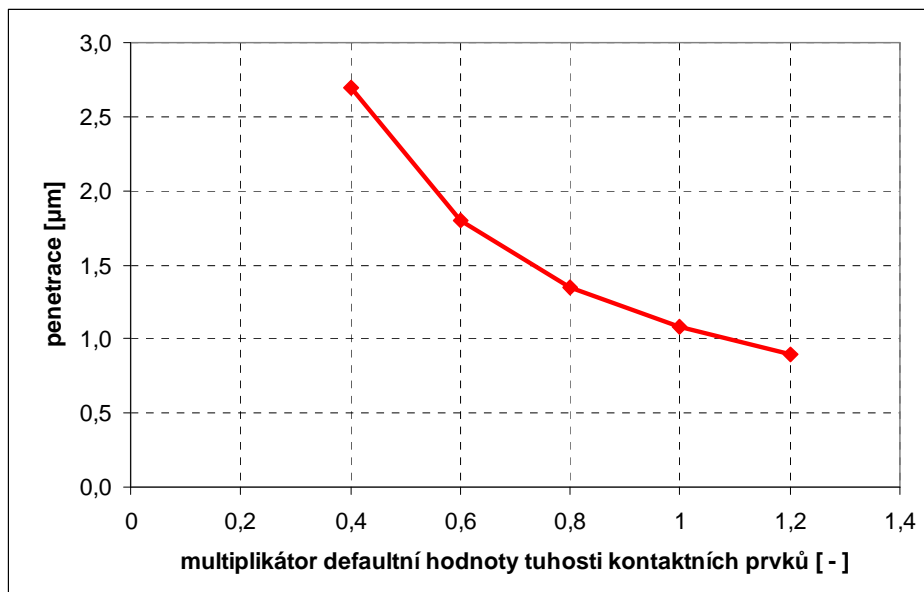
Obr.30: Vliv změny tuhosti kontaktních prvků na hodnotu třecího momentu

Další posuzovanou veličinou byla délka výpočtového času řešiče a velikost penetrace. Výpočtový čas s rostoucí hodnotou tuhosti kontaktních prvků roste (obr.31). Naopak hodnota penetrace (prostup dvou těles) s rostoucí hodnotou tuhosti klesá (obr.32). Oba tyto trendy byly očekávány s ohledem na teorii.

Vypočtené hodnoty penetrace se pohybovaly v řádech mikrometrů. Uvažované geometrické odchylky kruhovitosti pak byly v řádech desítek až stovek mikrometrů.



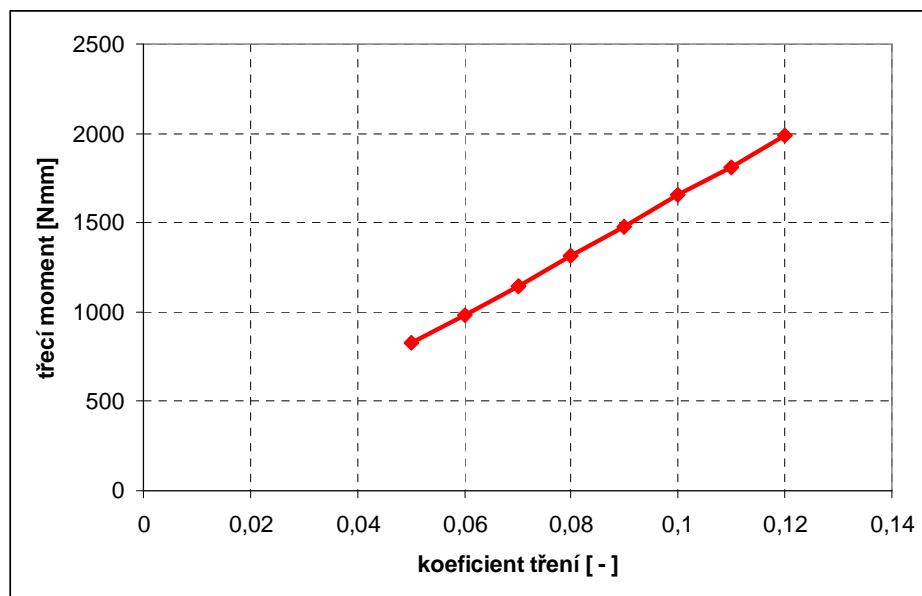
Obr.31: Vliv změny tuhosti kontaktních prvků na čas řešiče



Obr.32: Vliv změny tuhosti kontaktních prvků na penetraci

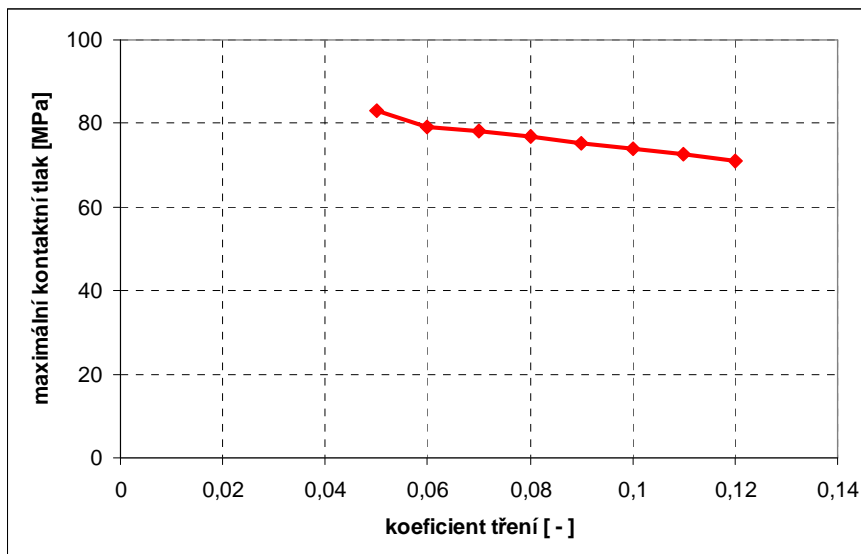
7.1.3 Citlivostní analýza vlivu změny hodnoty koeficientu tření

Hodnota součinitele smykového tření byla v citlivostní analýze měněna v rozsahu 0,05 až 0,12 s krokem 0,01 (v dalších úlohách použita hodnota 0,1). Vliv těchto změn je graficky zpracován v obr.33 a obr.34. Z výsledků je patrné, že hodnota třecího momentu, nutného k pootočení hlavice v jamce, závisí na koeficientu tření ve zkoumaném rozsahu lineárně.



Obr.33: Vliv změny hodnoty koeficientu tření na třecí moment

Hodnota kontaktního tlaku není na koeficientu tření závislá tak významně jako třecí moment. V uvažovaném rozsahu hodnot změny koeficientu tření o 100% se hodnota kontaktního tlaku změnila v řádu jednotek, max. desítky procent a to tak, že s rostoucí hodnotou koeficientu tření hodnota kontaktního tlaku klesá.



Obr.34: Vliv změny hodnoty koeficientu tření na maximální kontaktní tlak

7.1.4 Vliv změny vnitřního průměru jamky (druh uložení) a velikosti zátěžné síly

V obou 2D modelech (s pávní i bez pávne) byla měněna velikost vnitřního průměru jamky při zachovaném průměru hlavice 32 mm. Těmito změnami bylo dosaženo všech tří druhů uložení, tedy uložení:

- s vůlí (vnitřní průměr jamky 32,2 mm \Rightarrow vůle = 0,2 mm)

- bez vůle i přesahu (vnitřní průměr jamky 32 mm \Rightarrow vůle = 0 mm)

- s přesahem (vnitřní průměr jamky 31,8 mm \Rightarrow vůle = -0,2 mm).

Další veličinou, která byla v modelu měněna, byla velikost zátěžné síly. Výpočty byly provedeny pro velikost síly 500 N až 4000 N s krokem 500 N. Nositelka zátěžné síly hlavice byla kolmo na dno jamky. Díky kombinaci vždy osmi hodnot zátěžné síly pro tři druhy uložení bylo provedeno 24 výpočtů. Výsledky jsou graficky znázorněny na obr.35 a 36, případně obr.37 a 38.

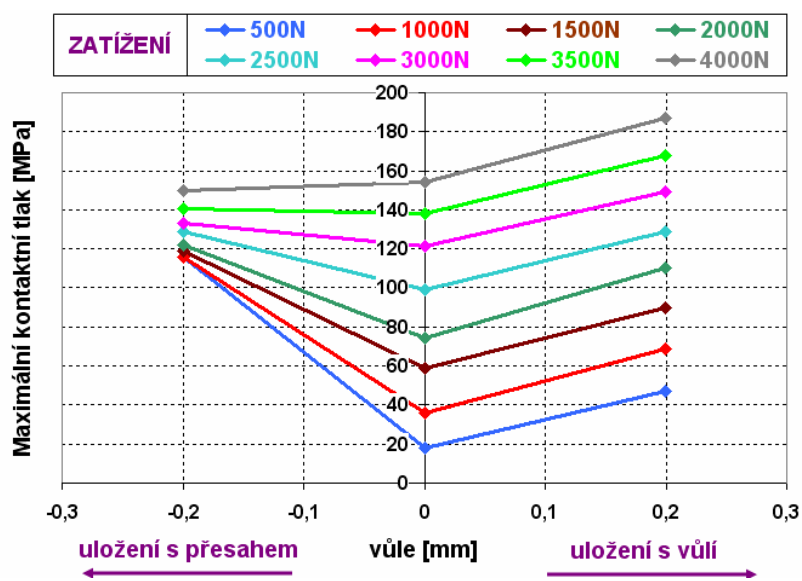
Výsledky výpočtů potvrdily významný vliv změny druhu uložení na velikost a rozložení kontaktních tlaků i na velikost třecího momentu pro všechny testované velikosti zátěžných sil. Vypočtené hodnoty kontaktního tlaku převyšují hodnoty meze pružnosti polyethylenu. Protože je model materiálu lineární, není tento efekt ve výsledcích zachycen.

Na obr.35 je patrné, že při uložení s přesahem 0,2 mm není hodnota maximálního kontaktního tlaku závislá na velikosti zátěžné síly tak výrazně, jako je tomu v případě uložení bez vůle i přesahu nebo s vůlí. Tento rozdíl je dobře patrný na obr.37. Pro všechny testované velikosti zátěžné síly (500 N až 4000 N) je hodnota maximálního kontaktního tlaku při uložení s přesahem

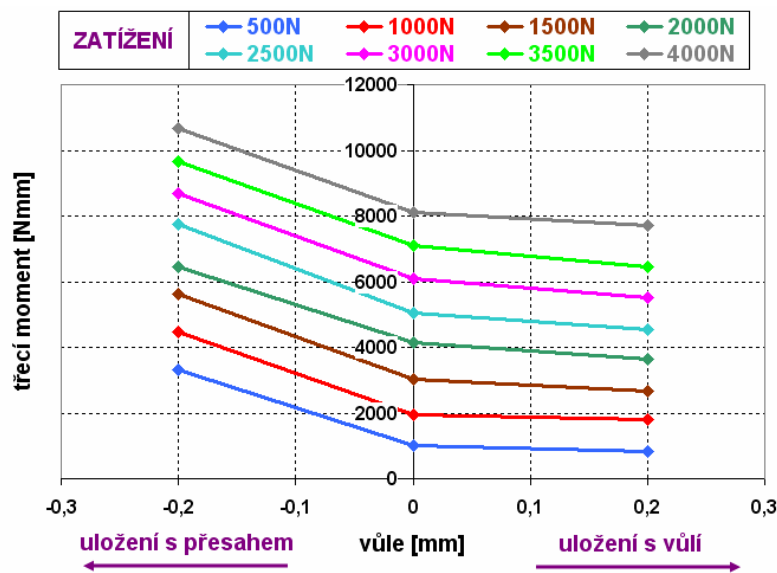
mezi 115 MPa a 145 MPa. V případě uložení bez vůle i přesahu a s vůlí je závislost maximálního kontaktního tlaku na velikosti zátěžné síly přibližně lineární viz obr.37.

Pro velikosti zátěžné síly do 2000 N je pro rostoucí přesah výraznější nárůst maximálního kontaktního tlaku než pro rostoucí vůli. Pro zátěžné síly nad 2000 N je tomu naopak. Pro sílu 4000 N je dokonce hodnota kontaktního tlaku při uložení s přesahem nižší než při uložení bez vůle i přesahu.

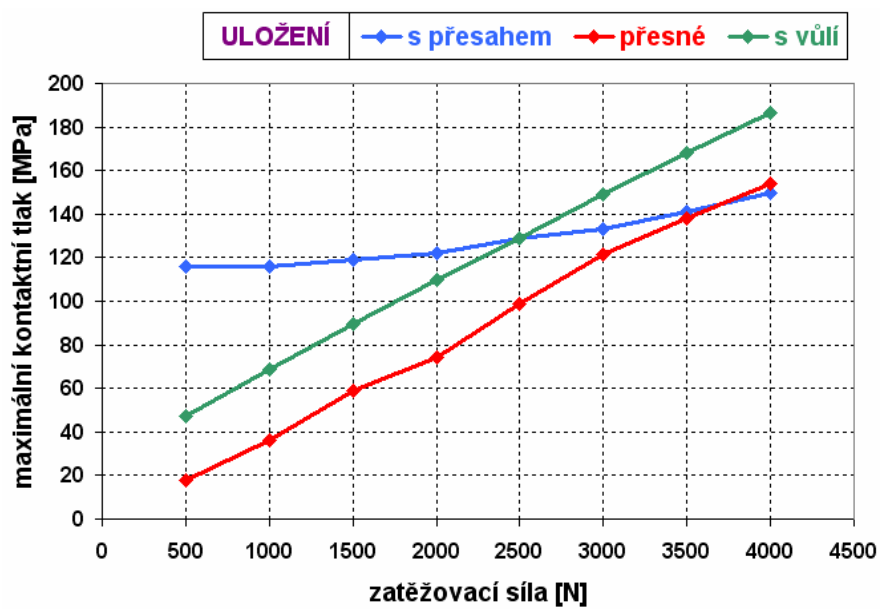
Třecí moment klesá se zvyšující se velikostí vůle s průběhem viz obr.36 a je na velikosti zátěžné síly závislý lineárně pro všechny druhy uložení, viz obr.38.



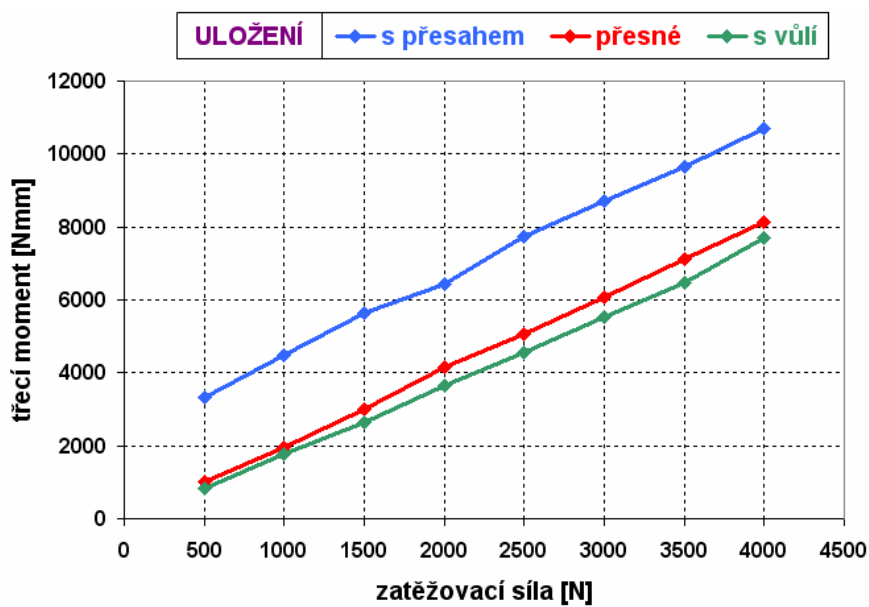
Obr.35: Vliv změny velikosti vůle (druhu uložení) na maximální kontaktní tlak



Obr.36: Vliv změny velikosti vůle (druhu uložení) na třecí moment

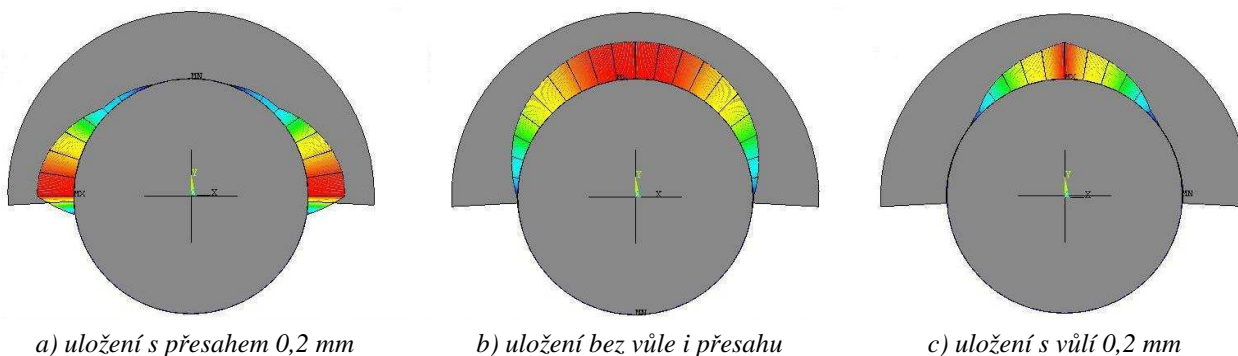


Obr.37: Vliv změny velikosti zátěžné síly na maximální kontaktní tlak



Obr.38: Vliv změny velikosti zátěžné síly na třecí moment

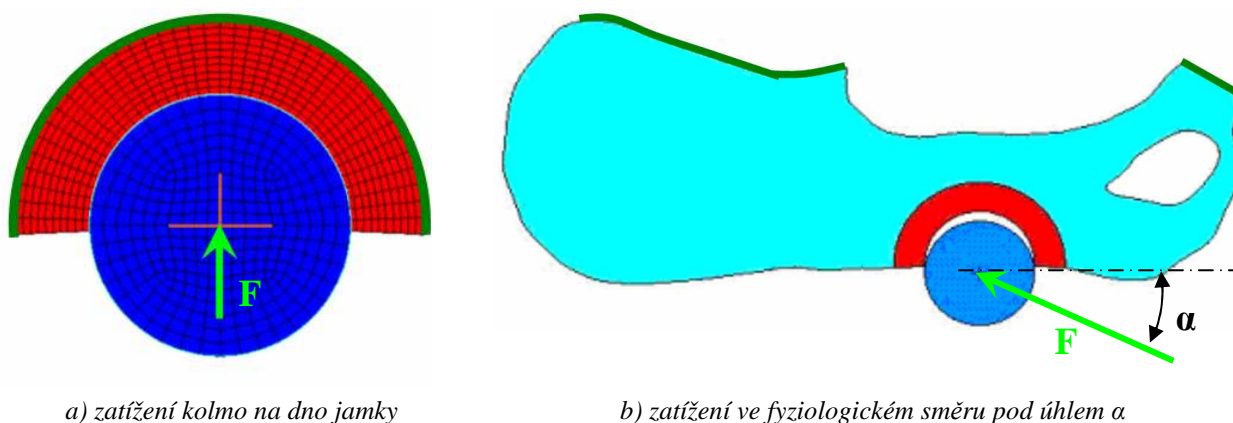
Spolu s maximálními hodnotami kontaktních tlaků (obr.35, obr.37) se měnilo s druhem uložení i rozložení kontaktního tlaku (obr.39 a, b, c). Je patrné, že v případě uložení s velkou vůlí (obr.39 c) může docházet k bodovému zatížení snížením stykové plochy mezi tělesy a tím k lokálnímu zvýšení hodnoty kontaktního tlaku. To může mít za následek tzv. „tunelování“ hlavicí skrz jamku (obr.8). Naproti tomu v případě uložení s přesahem, je patrný nárůst tlaku a tzv. „sevření“ v místech styku hlavice s vnějším obvodem jamky. Nejvýhodnějšího rozložení bylo dosaženo v případě uložení bez vůle i přesahu.



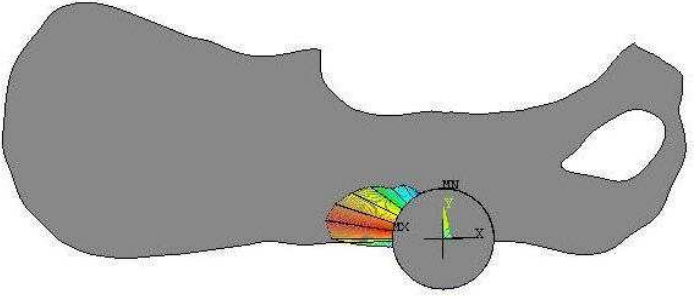
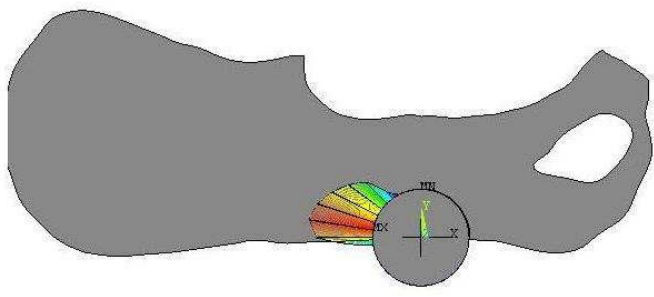
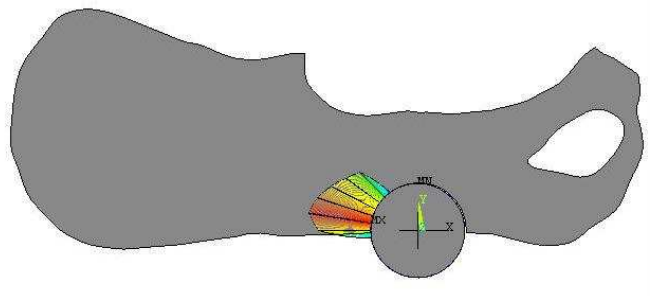
Obr.39: Průběh kontaktního tlaku; zátěžná síla 1000 N

7.1.5 Vliv přidání modelu pánevní kosti do 2D modelu a zatížení hlavice silou ve fyziologickém úhlu

2D model bez pánevní kosti byl zatížen silou působící na hlavici ve směru kolmo na dno jamky (obr.40 a). Pokud se k modelu přidá model pánevní kosti a hlavice se zatíží ve fyziologickém směru pod úhlem α (obr.40 b), dojde k výrazné změně v rozložení kontaktních tlaků (obr.41) i ke změně jejich maximálních hodnot (obr.43) a hodnot třecích momentů (obr.44).

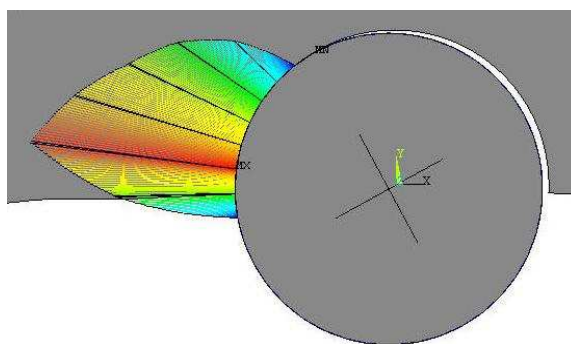


Obr.40: Model zatížení 2D modelu s a bez pánevní kosti

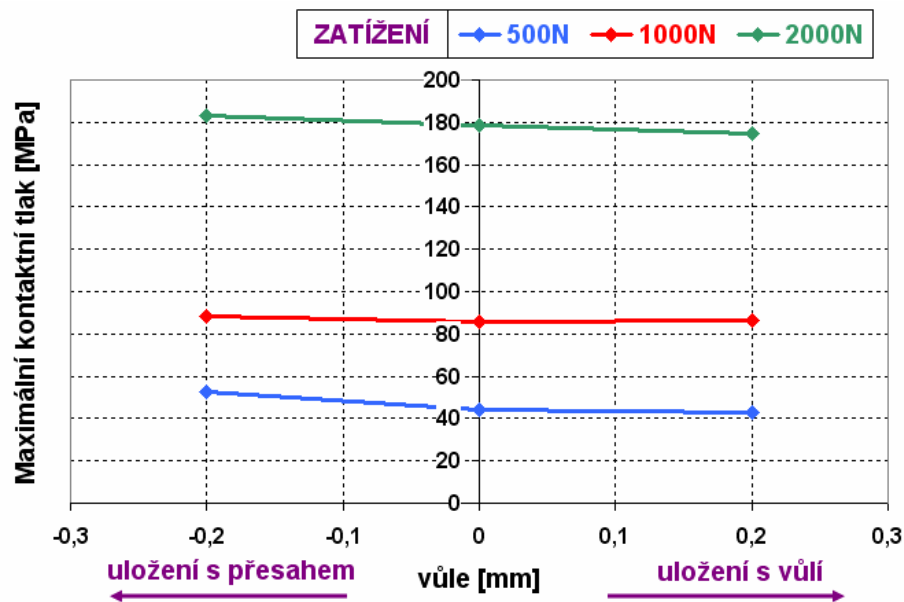
Druh uložení	Rozložení kontaktního tlaku
Uložení s přesahem 0,2 mm	
Uložení bez vůle i přesahu	
Uložení s vůlí 0,2 mm	

Obr.41: Rozložení kontaktních tlaků ve 2D modelu s pánevní kostí

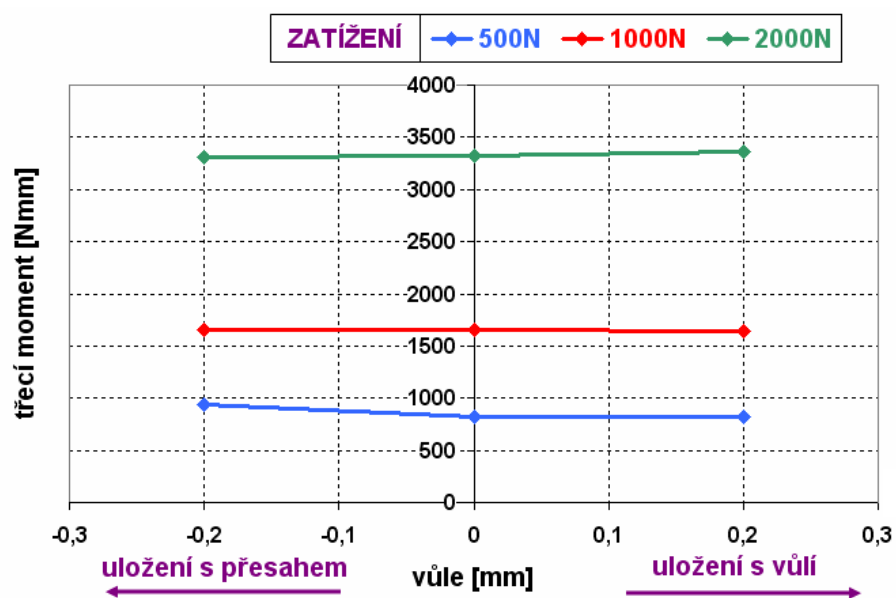
Rozložení kontaktních tlaků se v uvažovaném rozsahu hodnot vůle a přesahů vzájemně velice podobá. To je způsobeno poddajností pánevní kosti ve 2D modelu. Dojde k její deformaci v takové míře, že hlavice je v kontaktu s jamkou pouze v omezené části stykové plochy (obr.43).



Obr.42: Přerušení styku hlavice s jamkou na většině stykové plochy



Obr.43: Vliv změny velikosti vůle (druhu uložení) na maximální kontaktní tlak u 2D modelu s pánví



Obr.44: Vliv změny velikosti vůle (druhu uložení) na třecí moment u 2D modelu s pánví

Změna druhu uložení se neprojeví výraznými změnami hodnot kontaktního tlaku a třecího momentu. To je způsobeno shodnými plochami styku mezi hlavicí a jamkou.

Změna velikosti zatížení se projeví přibližně lineární závislostí kontaktních tlaků a třecích momentů na této změně.

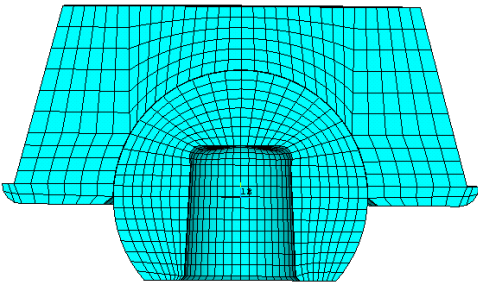
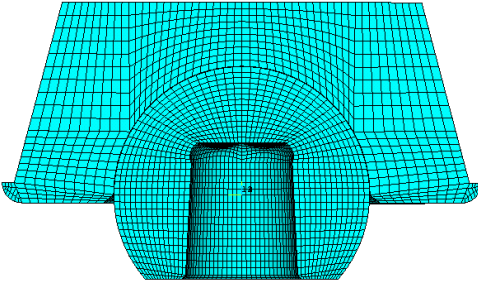
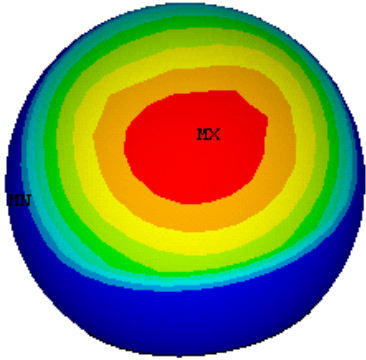
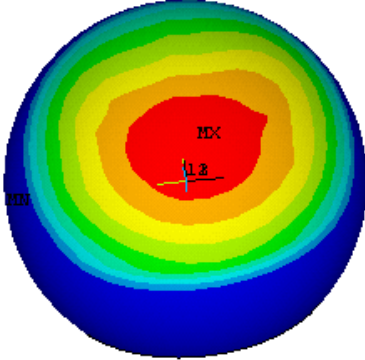
7.2 3D model hlavice, jamky a klece

Tento model (obr.13) byl vytvořen jako logický krok při zvyšování úrovně modelu a pro ověření trendových závislostí z 2D úloh. Hlavice byla do jamky zatlačována pod fyziologickým úhlem $\alpha = 13,5^\circ$.

7.2.1 Citlivostní analýza vlivu hustoty diskretizace

Podobně jako u 2D modelu, byly u 3D modelu vytvořeny 2 sítě prvků s rozdílnými velikostmi prvků (tab.6). Velikost prvků byla 1,14 mm (velikost dle 2D analýzy) a 0,65 mm. Na těchto modelech byly provedeny simulace zatlačení hlavice do jamky a výsledky byly porovnány (tab.6). Rozložení kontaktních tlaků ani jejich maximální hodnoty se nelišily, z čehož vyplývá, že model vytvořený s prvky o velikosti 1,14 mm dává dostatečně přesné výsledky. Tato velikost prvků byla použita v následujících 3D řešeních.

Tab.6: Hustota diskretizace 3D model

Velikost prvku		1,14 mm	0,65 mm
Schéma hustoty diskretizace			
Výsledky simulace	Rozložení kontaktního tlaku		
	Maximální kontaktní tlak	5,49 MPa	5,51 MPa

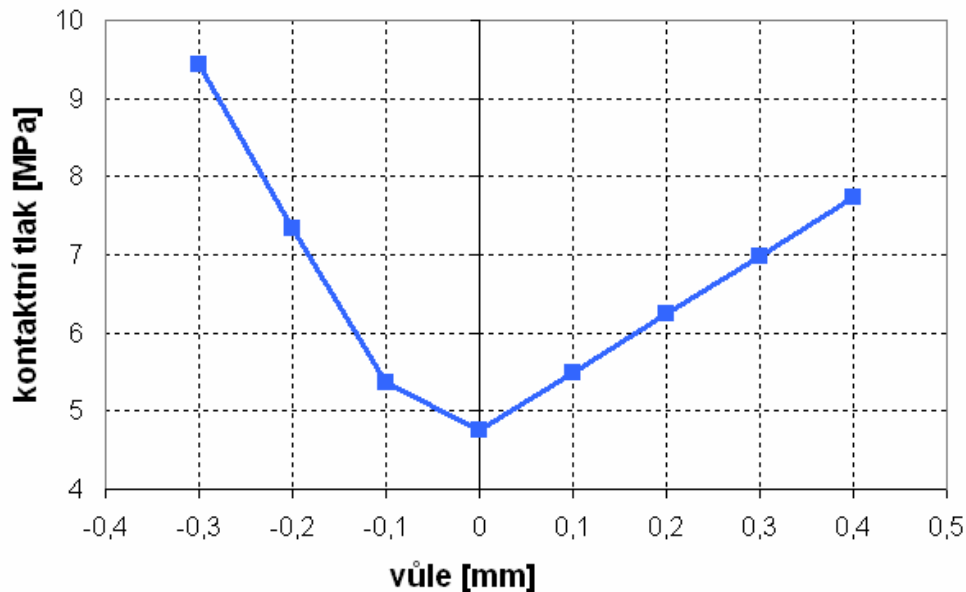
7.2.2 Citlivostní analýza vlivu změny velikosti vŕle mezi hlavicí a jamkou

Bylo vypočteno 8 variant modelu, které se vzájemně lišily velikostí vŕle mezi hlavicí a jamkou. Rozsah vŕle byl -0,3 mm (tedy přesah 0,3 mm) až 0,4 mm s krokem 0,1 mm. Změna velikosti vŕle byla realizována změnou vnitřního průměru jamky.

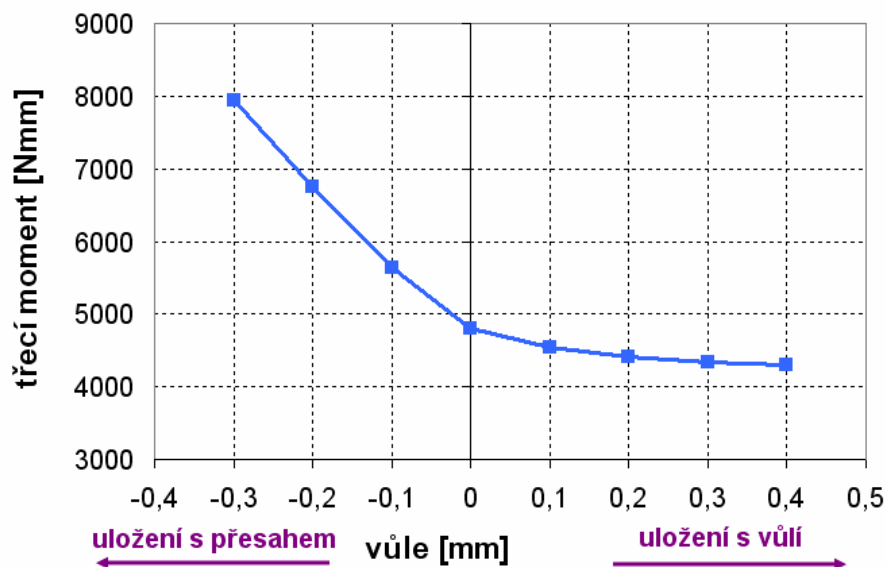
Vyhodnocovány byly kontaktní tlak a třecí moment mezi hlavicí a jamkou. Efekt, jaký měla změna velikosti vŕle mezi hlavicí a jamkou je dobře patrný na grafickém zpracování výsledků na obr.45 a obr.46. Trendově tyto výsledky odpovídají výsledkům 2D simulacím na modelu bez pánevní kosti, při zatlačování hlavice silou kolmo na dno jamky.

Nejnižších kontaktních tlaků bylo dosaženo pro uložení bez vŕle i přesahu (obr.45). Pokud byla vŕle z nulové hodnoty zvyšována, maximální kontaktní tlak rostl z důvodu snížení velikosti stykové plochy. Maximální kontaktní tlak rostl však i v případě, že byla vŕle z nulové hodnoty snižována do záporných hodnot (jednalo se tedy o uložení s přesahem). Nárůst hodnoty kontaktního tlaku byl v případě uložení s přesahem výrazně vyšší než v případě uložení s vŕlím. To z toho důvodu, že hlavice o velkém průměru byla zatlačována do jamky o menším průměru, ta byla tlakem deformována a vzniklé napětí se přenášelo na hlavici formou zvýšení kontaktního tlaku.

V případě třecího momentu (obr.46) byl zaznamenán rovněž jeho dramatický nárůst v případě nárůstu přesahu. Oproti tomu, pokud byla navyšována vŕle z nulové hodnoty, hodnota třecího momentu klesala pouze mírně.



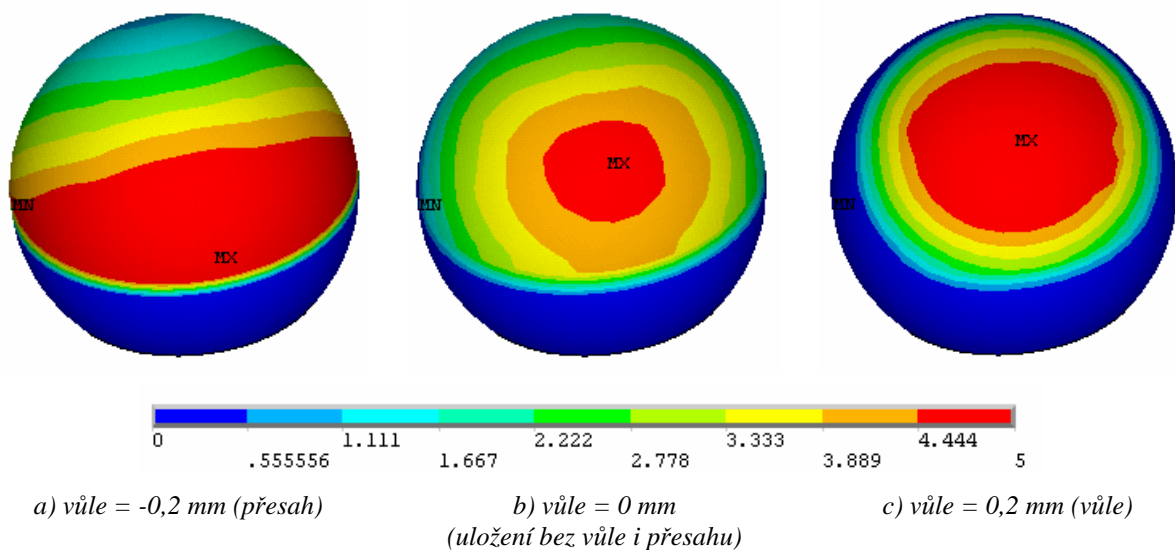
Obr.45: Závislost kontaktního tlaku na velikosti vŕle



Obr.46: Závislost třecího momentu na velikosti vůle

Na obr.47 je vykresleno rozložení kontaktních tlaků po povrchu hlavice ve stejné barevné škále 0 MPa až 5 MPa. Je patrné, že se s nárůstem vůle zmenšuje velikost stykové plochy, až by v limitním případě dosáhla charakteru bodu. S poklesem velikosti stykové plochy souvisí nárůst hodnoty maximálního kontaktního tlaku.

V případě uložení s přesahem (obr.47 a) je patrný nárůst tlaku v místech po obvodu jamky. V těchto místech je jamka nejvíce namáhána obvodovým napětím vzniklým zatlačením větší hlavice do menší jamky a toto napětí se přenese i na hlavici v podobě zvýšení kontaktního tlaku. Jedná se o tzv. “rovníkový kontakt”.



Obr.47: Rozložení kontaktních tlaků po povrchu hlavice ve škále 0 MPa (modrá) až 5 MPa (červená)

7.3 3D model hlavice, jamky, klece a pánevní kosti

Tento model tvoří jádro této práce, protože právě na něm jsou provedeny všechny podstatné parametrické analýzy. Ostatní modely sloužily v podstatě k naladění úlohy, pro přiblížení se realitě z hlediska nastavení prvků, materiálových charakteristik či modelu zatížení.

Byly provedeny parametrické analýzy:

- vliv rozměrových výrobních odchylek – změna průměru jamky
- vliv geometrických výrobních odchylek – změny kruhovitosti hlavice
- vliv hodnoty Youngova modulu pružnosti polyethylenové jamky

7.3.1 Výsledky parametrické studie vlivu výrobních nepřesností – rozměrových

Odchytky rozměrů při výrobě byly modelovány změnami vnitřního průměru jamky. Tím bylo dosaženo změny vůle mezi kontaktním párem hlavice – jamka TEP. Měnil se tedy i druh uložení ve smyslu uložení hřídel-náboj. Záporné hodnotě vůle odpovídá uložení s přesahem, kladné hodnotě vůle odpovídá uložení s vůlí.

Jak se změna druhu uložení a tedy změna velikosti vůle mezi komponentami projevila na výsledných hodnotách kontaktních tlaků je patrné z obr.48. Trendově odpovídají výsledky trendům vypočtených na 3D modelu bez pánevní kosti. Hodnoty se však mírně liší. V modelu s pánví jsou vyhodnocované maximální hodnoty kontaktních tlaků nižší než v modelu bez pánevní kosti. To je patrné způsobeno tím, že pánevní kost absorbuje část energie, která je do jamky předávána tlakem hlavice. Podrobný rozbor této změny je proveden v podkapitole 7.3.1.3.

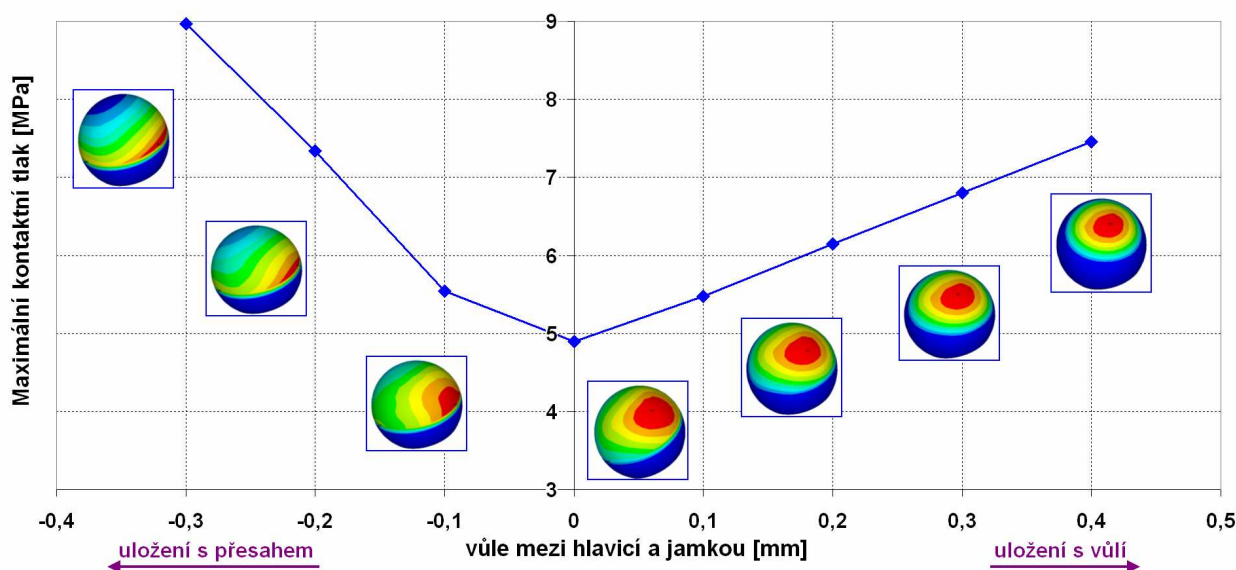
7.3.1.1 *Hodnocení vlivu velikost vůle na velikost a rozložení kontaktních tlaků*

Nejnižších hodnot kontaktních tlaků bylo dosaženo pro uložení s nulovou vůlí mezi komponentami, tzn. pro optimální a v praxi obtížně dosažitelné uložení bez vůle i přesahu. Vypočtená maximální hodnota kontaktního tlaku při tomto uložení byla cca 5 MPa.

Pokud začneme velikost vůle z nulové hodnoty zvyšovat, začne se zvyšovat i hodnota maximálního kontaktního tlaku mezi hlavicí a jamkou. Ve zkoumaném intervalu vůle 0 mm až 0,4 mm byla závislost změny kontaktního tlaku na změně vůle přibližně lineární. Změna vůle o 0,1 mm vyvolala navýšení tlaku o cca 0,6 MPa, což je oproti výchozí hodnotě tlaku při vůli 0 mm změna o více jak 10%. Změna hodnoty maximálního kontaktního tlaku souvisí se změnou velikosti stykové plochy. S rostoucí vůlí se velikost stykové plochy zmenšuje a musí se tedy zvyšovat hodnota tlaku, aby přenášená zatěžovací síla zůstala zachována. Ikony s rozložením kontaktních tlaků jsou v obr.48 přiřazené odpovídajícím jednotlivým analyzovaným hodnotám vůle. Pro větší názornost jsou ikony zvětšeny v tab.7.

V případě, že budeme velikost vůle mezi hlavicí a jamkou snižovat do záporných hodnot, dosáhneme uložení s přesahem. V tomto případě hodnota kontaktního tlaku rovněž narůstá.

Přírůstek tlaku je však podstatně větší než v případě uložení s vůlí. Nelze však říci, že je přírůstek tlaku závislý na nárůstu přesahu lineárně. Do hodnoty přesahu 0,1 mm je přírůstek tlaku odpovídající uložení s vůlí, tedy přírůstek 0,6 MPa pro přírůstek přesahu o 0,1 mm. Poté se však přírůstek tlaku zvýší a pro hodnotu přesahu 0,2 mm je hodnota kontaktního tlaku již cca 7,5 MPa, což odpovídá při uložení s vůlí hodnotě vůle 0,4 mm. Na okraji jamky vzroste deformace a vzniklá napjatost se projeví nárůstem napětí, kterým jamka „obejme“ hlavici a vzroste maximální kontaktní tlak. Tento efekt se projevil i u modelu bez pánevní kosti. Vzniklé „obejmutí“ se nazývá „rovníkový efekt“.



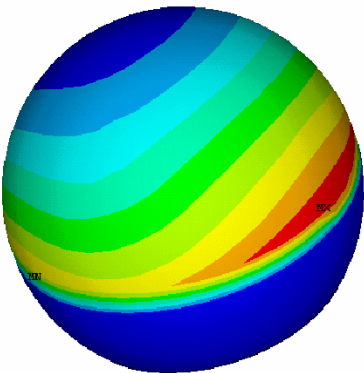
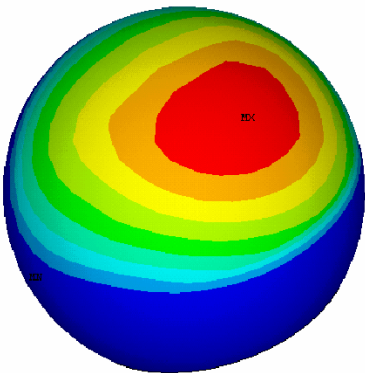
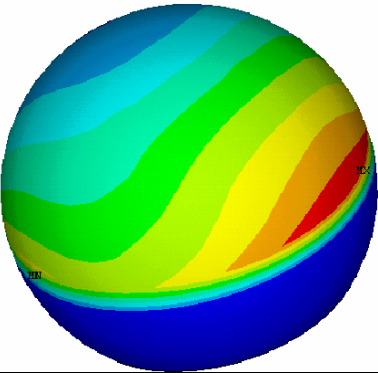
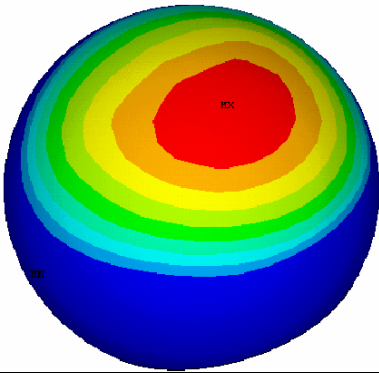
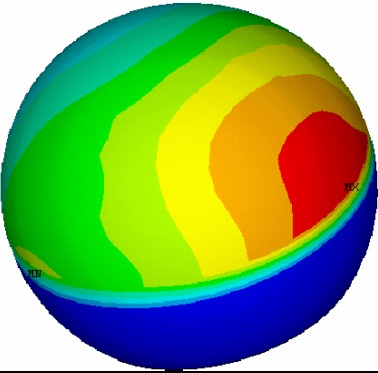
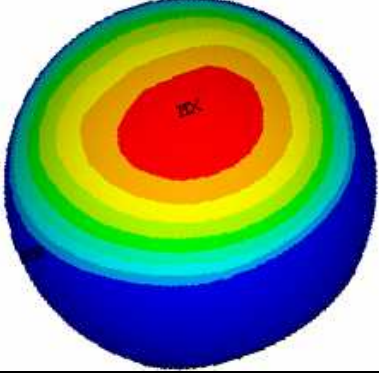
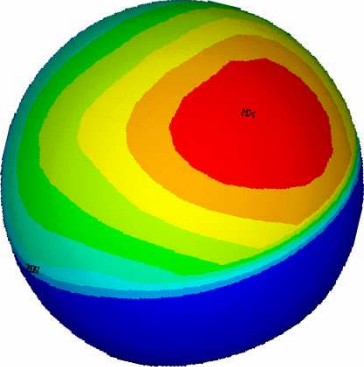
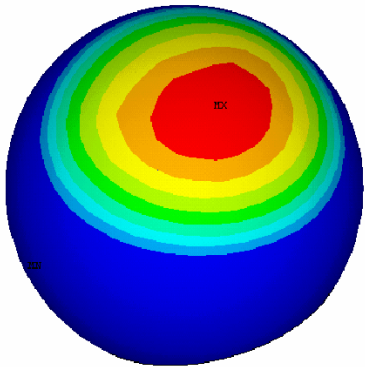
Obr.48: Vliv změny velikosti vůle mezi hlavicí a jamkou na maximální hodnotu kontaktního tlaku

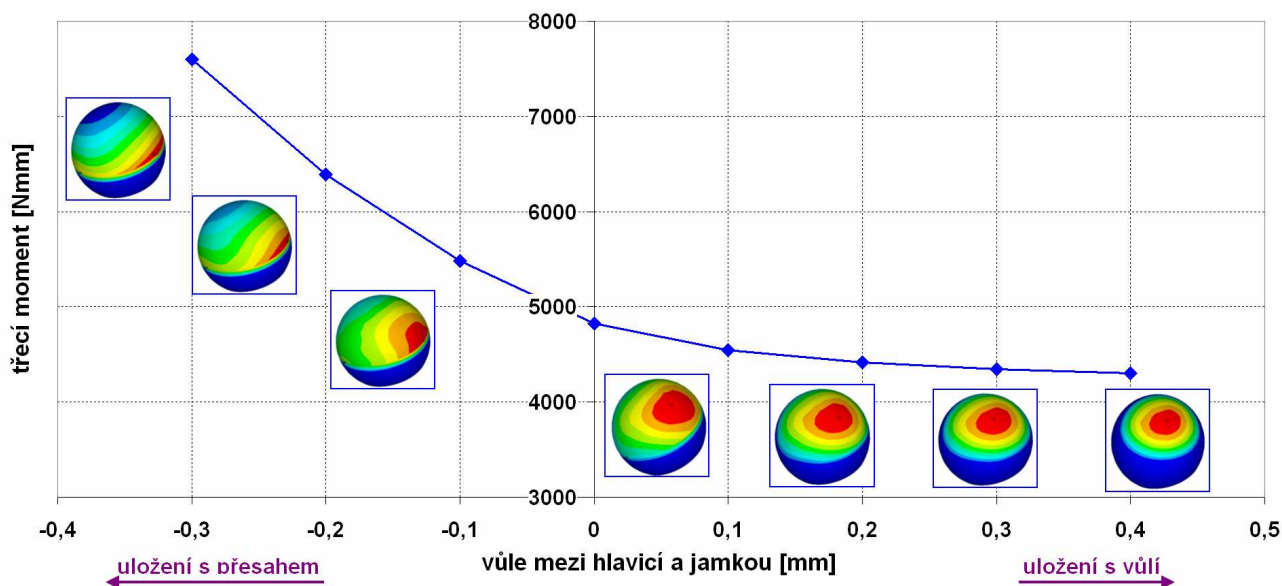
7.3.1.2 Hodnocení vlivu velikosti vůle na velikost třecího momentu

Vliv velikosti vůle na třecí moment je v celém testovaném rozsahu vůle -0,3 mm až 0,4 mm poměrně jednoznačný (obr.49). Platí, že s rostoucí vůlí klesá hodnota třecího momentu. Pokles momentu však zdaleka není na přírůstku vůle lineárně závislý. V oblasti uložení s vůlí je změna hodnoty momentu relativně malá v porovnání se změnami hodnot momentu v případě uložení s přesahem.

Položíme-li jako referenční hodnotu velikost třecího momentu při uložení bez vůle i přesahu, tzn. 4800 Nmm, pak v případě změny vůle z 0 mm na 0,3 mm (uložení s vůlí) je pokles třecího momentu cca 500 Nmm (10% z referenční hodnoty), zatímco při změně velikosti přesahu z hodnoty 0 mm na 0,3 mm je přírůstek třecího momentu cca 2800 Nmm (60% z referenční hodnoty).

Tab.7: Změna rozložení kontaktních tlaků v závislosti na velikosti vůle mezi hlavicí a jamkou TEP

přesah	Rozložení kontaktních tlaků	vůle	Rozložení kontaktních tlaků
0,3 mm		0,1 mm	
0,2 mm		0,2 mm	
0,1 mm		0,3 mm	
0,0 mm		0,4 mm	



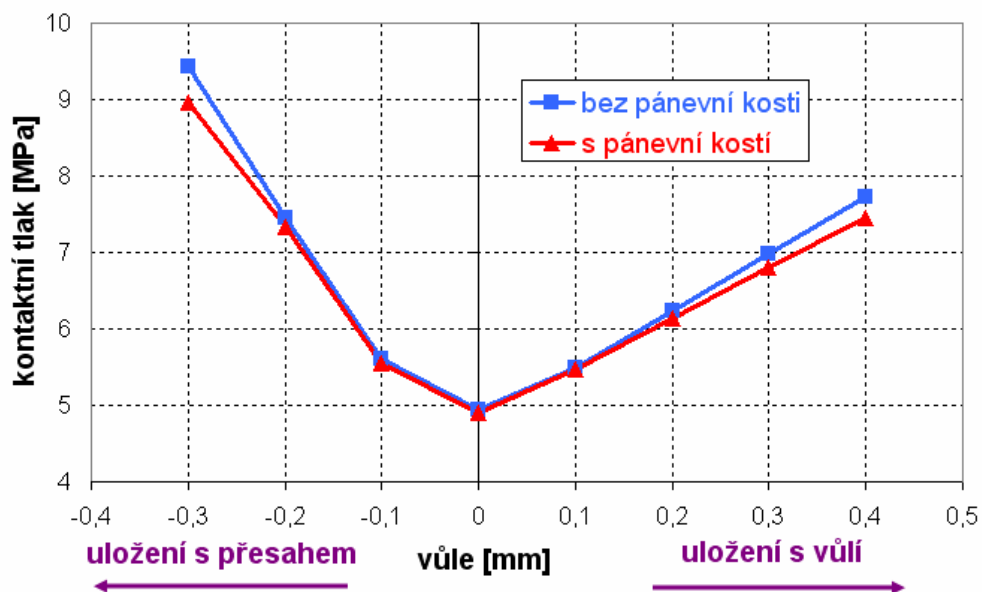
Obr.49: Vliv změny velikosti vůle mezi hlavicí a jamkou na hodnotu třecího momentu

Závislostí třecího momentu na velikosti vůle lze v uvažovaném intervalu s vysokou hodnotou spolehlivosti $R=99,92\%$ proložit regresní polynomickeou křivku třetího řádu:

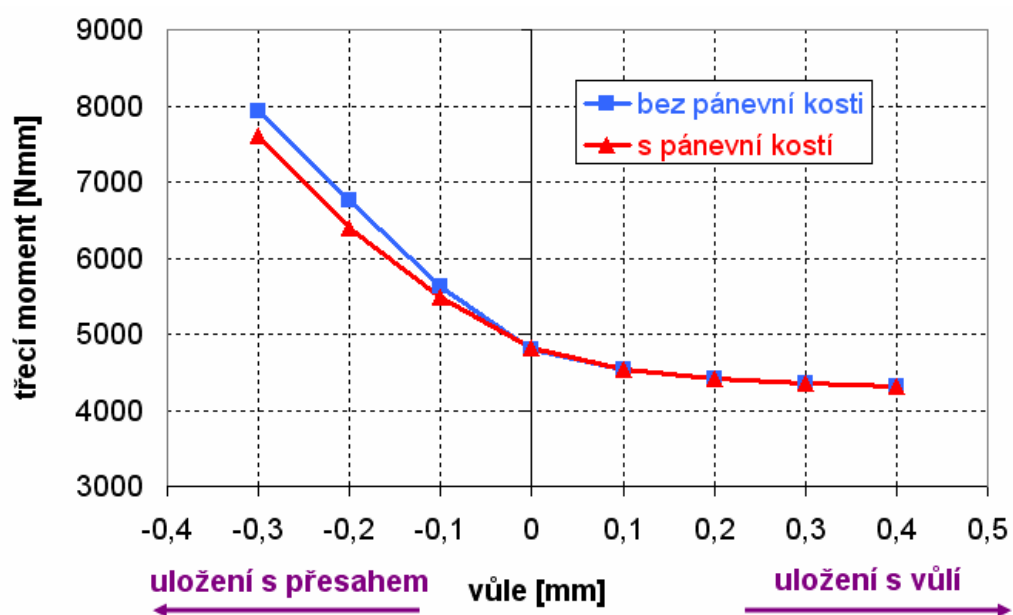
$$M_T = 4885 - 4451 \cdot v + 12142 \cdot v^2 - 11430 \cdot v^3 \quad , \text{ kde } M_T \dots \text{ třecí moment [Nmm]} \\ v \dots \dots \dots \text{ vůle [mm]}$$

7.3.1.3 Porovnání výsledků vypočtených na modelu s pánevní kostí s výsledky vypočtenými na modelu bez pánevní kosti

Na obr.50 a obr.51 jsou porovnány hodnoty třecích momentů a kontaktních tlaků vypočtených na modelech s a bez pánevní kosti. Výsledky z modelu s pánevní kostí vycházejí mírně nižší pro maximální kontaktní tlak v oblasti vůle i přesahu, přičemž rozdíl je nejmenší v blízkém okolí uložení s nulovou vůlí. Pro třecí moment platí, že kromě uložení s přesahem se výsledky mezi modely neliší. Pro uložení s přesahem pak platí, stejně jako pro kontaktní tlak, že v modelu s pánevní kostí je třecí moment nižší než v modelu bez pánevní kosti. Z tohoto posouzení plyne, že pánevní kost do sebe absorbuje část energie, pokud model zatížíme silou.



Obr.50: Porovnání výsledků vypočtených na modelu s a bez pánevní kosti – maximální kontaktní tlaky

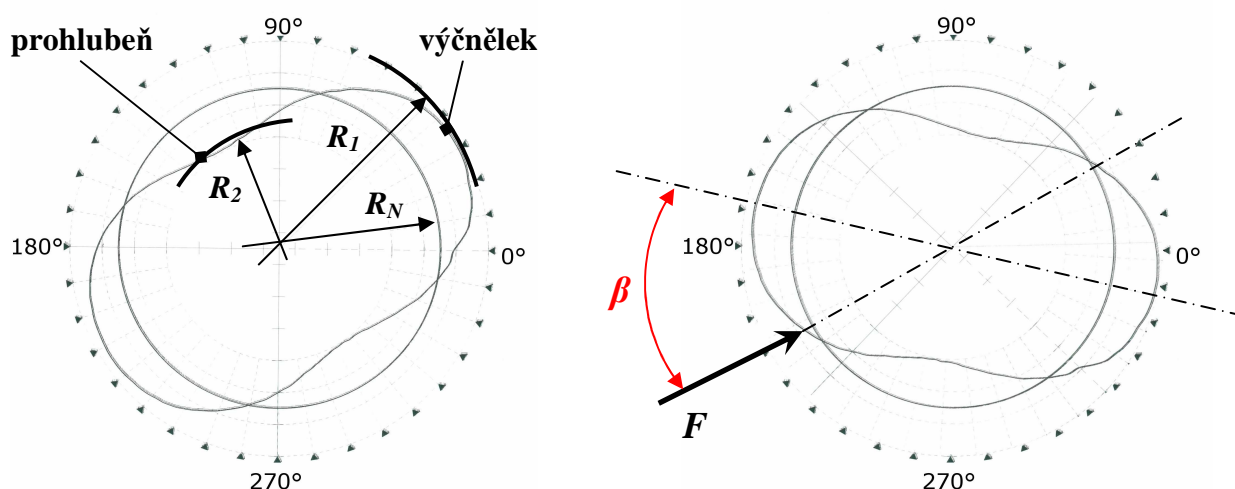


Obr.51: Porovnání výsledků vypočtených na modelu s a bez pánevní kosti – třecí momenty

7.3.2 Výsledky parametrické studie vlivu výrobních nepřesností – geometrických

Posuzovaná geometrická odchylka byla odchylka od kruhovitosti hlavice TEP. Tvar odchylky byl převzat dle měření nepoužité hlavice, tzn. symetricky vysoký výčnělek s prohlubní od nominální hodnoty R_N se vzájemnými polohami viz obr.52. Odchylka byla modelována parametricky s možností měnit velikost odchylky e a její polohu β vůči nositelce zatěžovací síly \vec{F} (obr.52). Oba parametry byly měněny pro 3 druhy uložení dle velikosti vůle v mezi hlavicí a jamkou:

- uložení s vůlí $v = 0,1 \text{ mm}$
- uložení bez vůle i přesahu $v = 0,0 \text{ mm}$
- uložení s přesahem $v = -0,1 \text{ mm}$



Odchylka $e = R_1 - R_N = R_N - R_2$ R_N ... *nominální poloměr*

Obr.52: Popis parametrů kruhovitosti

Testovaný rozsah velikosti odchylky e byl 0 až 0,1 mm s krokem 0,025 mm.

Poloha odchylky β byla testována pro tři hodnoty natočení vůči zatěžovací síle a to 0° , 45° a 90° .

Jednotlivé parametry jsou svými vlivy na posuzované veličiny vázané. Například je třeba vzít na zřetel, že velké odchylky kruhovitosti mění v podstatě druh uložení. Pokud je odchylka dostatečně velká, dojde k vymezení vůle mezi tělesy a vzniká uložení s přesahem. Také v případě otočení odchylky (výstupku) vůči zátěžné síle o 90° může dojít pro velké odchylky kruhovitosti ke dvěma kontaktním plochám v odlišném místě než v případě malých odchylek.

Výsledky jsou seříděny do tabulek 8, 9, 10 a 11 pro lepší přehlednost a vizualizaci závislostí. Vždy je sledován vliv na vyhodnocované veličiny na osách y. Na osách x je v první dvojici tabulek vynesena hodnota odchylky kruhovitosti e a jednotlivé křivky se liší druhem uložení. V druhé dvojici tabulek je na ose x vynesena úhel otočení vůči zátěžné síle a jednotlivé křivky se liší velikostí odchylky kruhovitosti e .

Při posuzování vlivu jednotlivých parametrů bylo zjištěno, že v jejich uvažovaných intervalech má největší vliv na hodnoty kontaktních tlaků velikost odchyly kruhovitosti, zatímco na hodnotu třecího momentu má větší vliv druh uložení.

7.3.2.1 Vliv velikosti odchyly e

- na kontaktní tlak:

Z výsledků parametrických studií zpracovaných do grafické podoby v tab.8 je patrné, že se zvyšující se odchyly kruhovitosti e se zvyšuje hodnota maximálního kontaktního tlaku mezi hlavicí a jamkou ve všech případech velikosti vůle v nebo polohy vůči zátěžné síle β . Pod hodnotou odchyly e 0,025 mm není změna výrazná, nad touto hodnotou se maximální kontaktní tlak zvyšuje pruději.

Parametr velikosti odchyly se ukázal být provázaný s vlivem druhu uložení. Nejmenší vliv na výsledky má odchyly kruhovitosti v případě uložení s vůlí. Zde způsobí odchyly e o hodnotě 0,1 mm nárůst maximálního kontaktního tlaku cca o 10%. Daleko větší vliv má odchyly v případě uložení bez vůle i přesahu, respektive s přesahem. Zde naroste maximální kontaktní tlak o 30%, resp. o 45% vůči výchozí hodnotě cca 5 MPa odpovídající nulové odchylce kruhovitosti.

- na třecí moment

Na velikost třecího momentu nemá velikost odchyly e zdaleka tak velký vliv jako na kontaktní tlak. Největší změny jsou o 7%. Výraznější vlivy jsou způsobeny druhem uložení. Pro porovnání změna vůle z 0 mm na -0,1 mm způsobí změnu třecího momentu o 15%. Obecně je trend všech závislostí takový, že s rostoucí hodnotou odchyly kruhovitosti e roste i hodnota třecího momentu (tab.9).

7.3.2.2 Vliv polohy odchyly β

- na kontaktní tlak

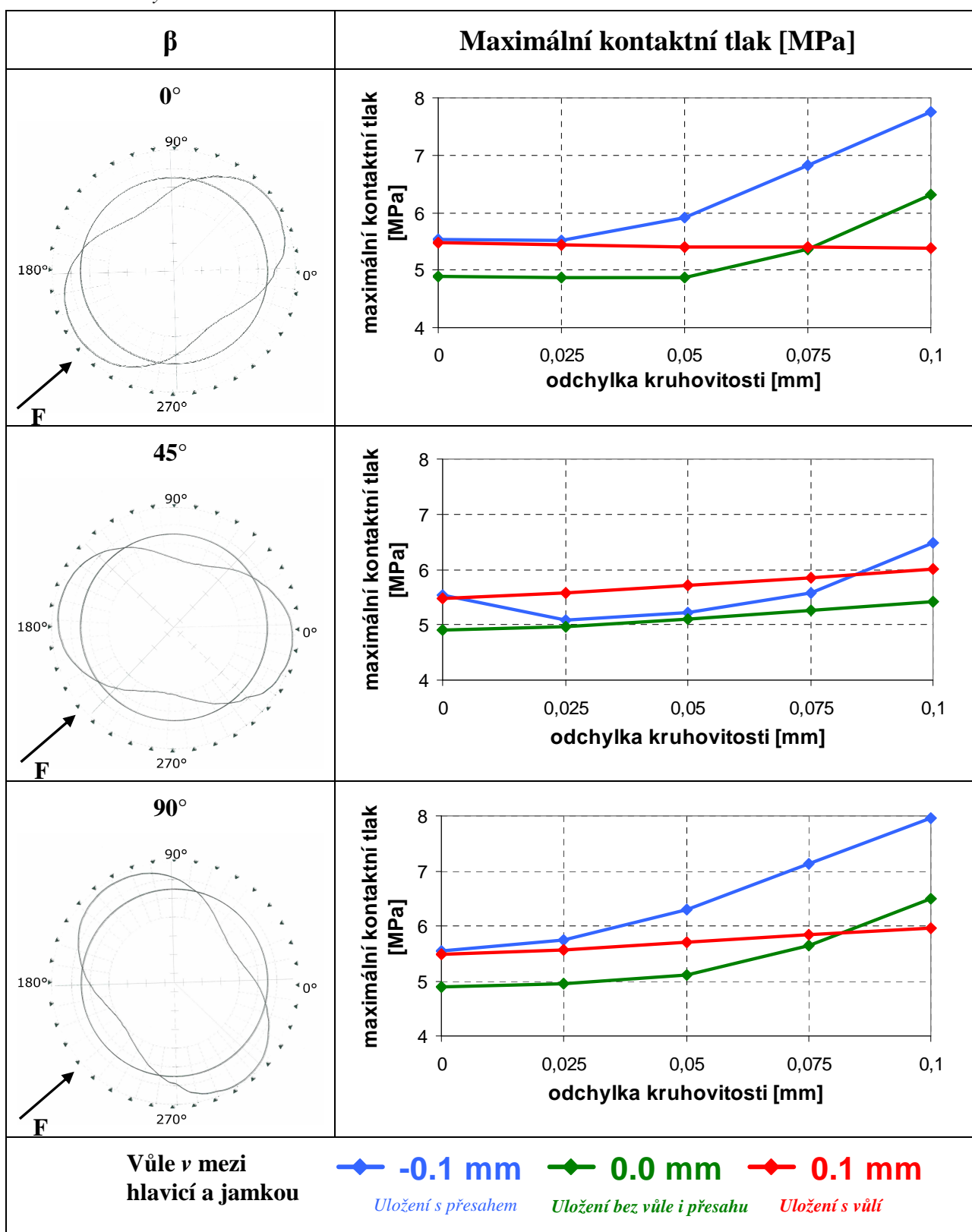
Poloha odchyly vůči zátěžovací síle se ukázala jako nezanedbatelný parametr při posuzování vlivu na kontaktní tlak. Tento efekt je patrný zejména v tab.8.

V případě uložení s přesahem a uložení bez vůle i přesahu, v krajních polohách, kdy $\beta = 0^\circ$ a 90° , se hodnota maximálního kontaktního tlaku mění pro odchyly e 0,1 mm až o 45%, zatímco pro polohu $\beta = 45^\circ$ „pouze“ o cca 15% vůči výchozí hodnotě cca 5 MPa. Při uložení s vůlí je efekt pootočení vůči zátěžovací síle patrný pro natočení β o 45° a 90° a to se změnou maximálního kontaktního tlaku o cca 10%. Pro natočení $\beta = 0^\circ$ se hodnota maximálního kontaktního tlaku mění se změnou odchyly kruhovitosti pouze nevýznamně.

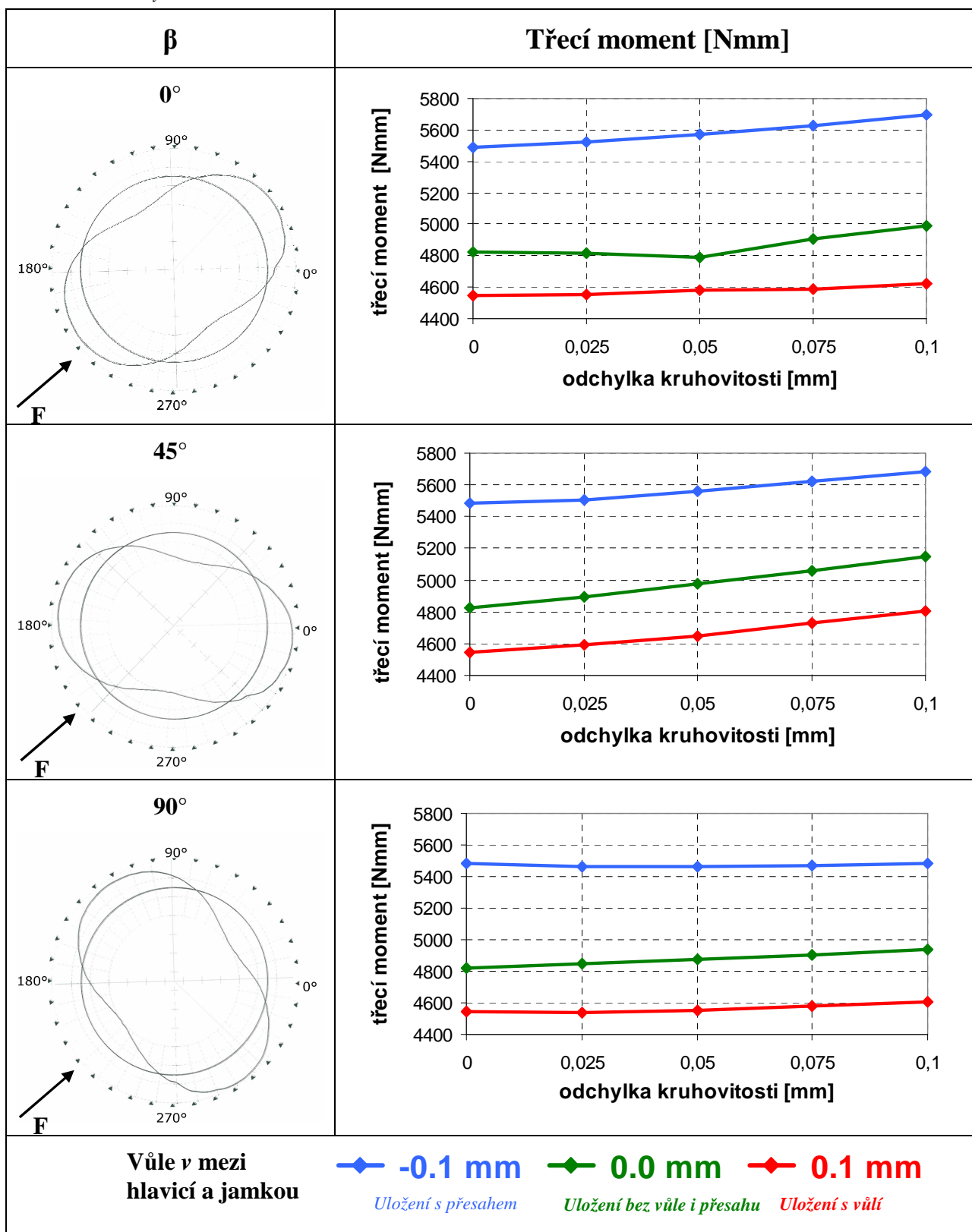
- na třecí moment

Třecí moment se změnou polohy β měnil svoji hodnotu, jak je patrné v tab.11. V případě uložení bez vůle i přesahu nebo s vůlí dosahoval třecí moment nejvyšších hodnot pro $\beta = 45^\circ$. Jeho hodnota byla přibližně o 4% vyšší než v případě otočení $\beta = 0^\circ$ a 90° , kdy jsou hodnoty třecího momentu srovnatelné. V případě uložení s přesahem je hodnota třecího momentu nejnižší pro otočení $\beta = 90^\circ$ o cca 4% než v případě otočení $\beta = 0^\circ$ nebo 45° , kdy je hodnota třecího momentu přibližně srovnatelná.

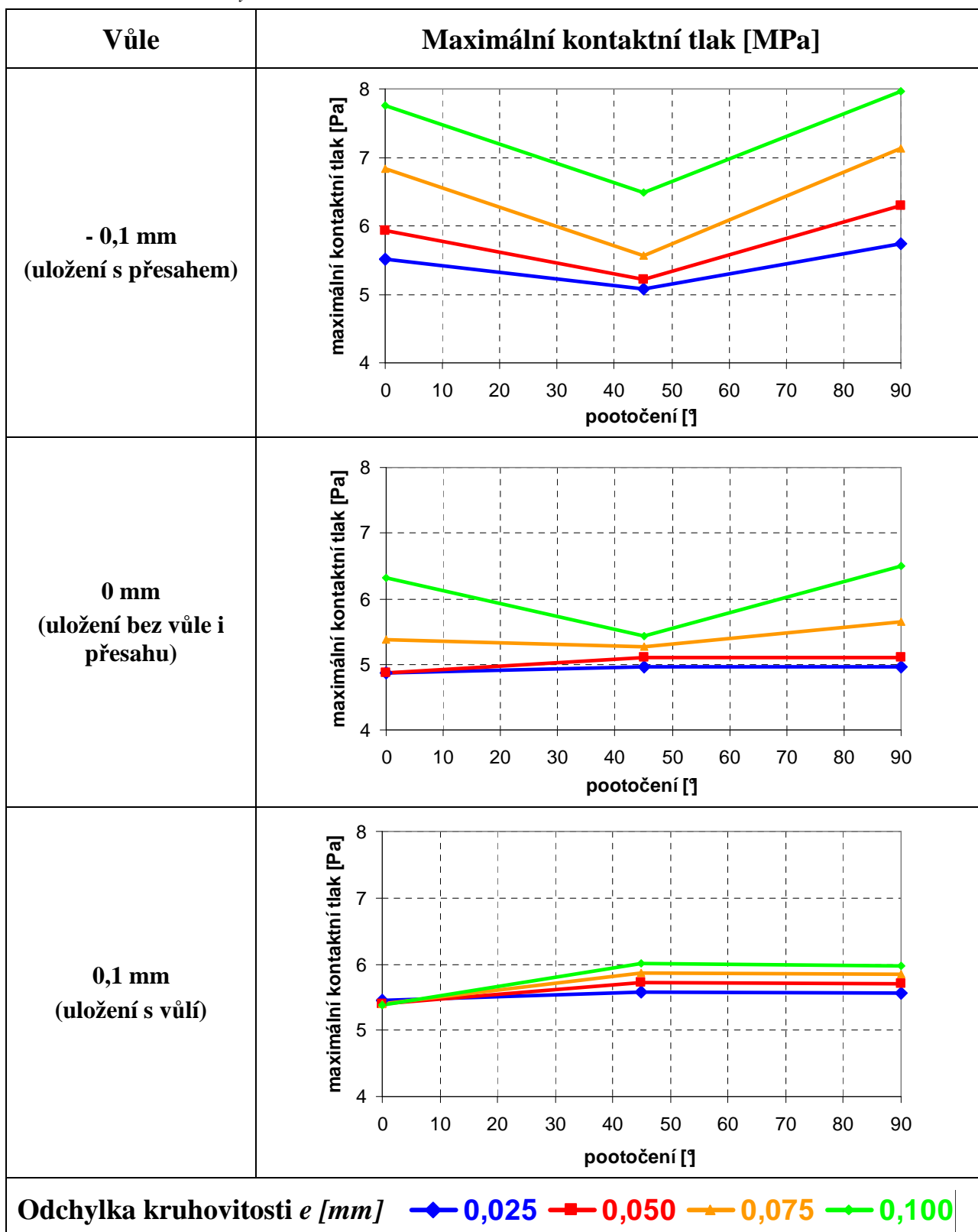
Tab.8: Vliv odchylek kruhovitosti na maximální kontaktní tlak



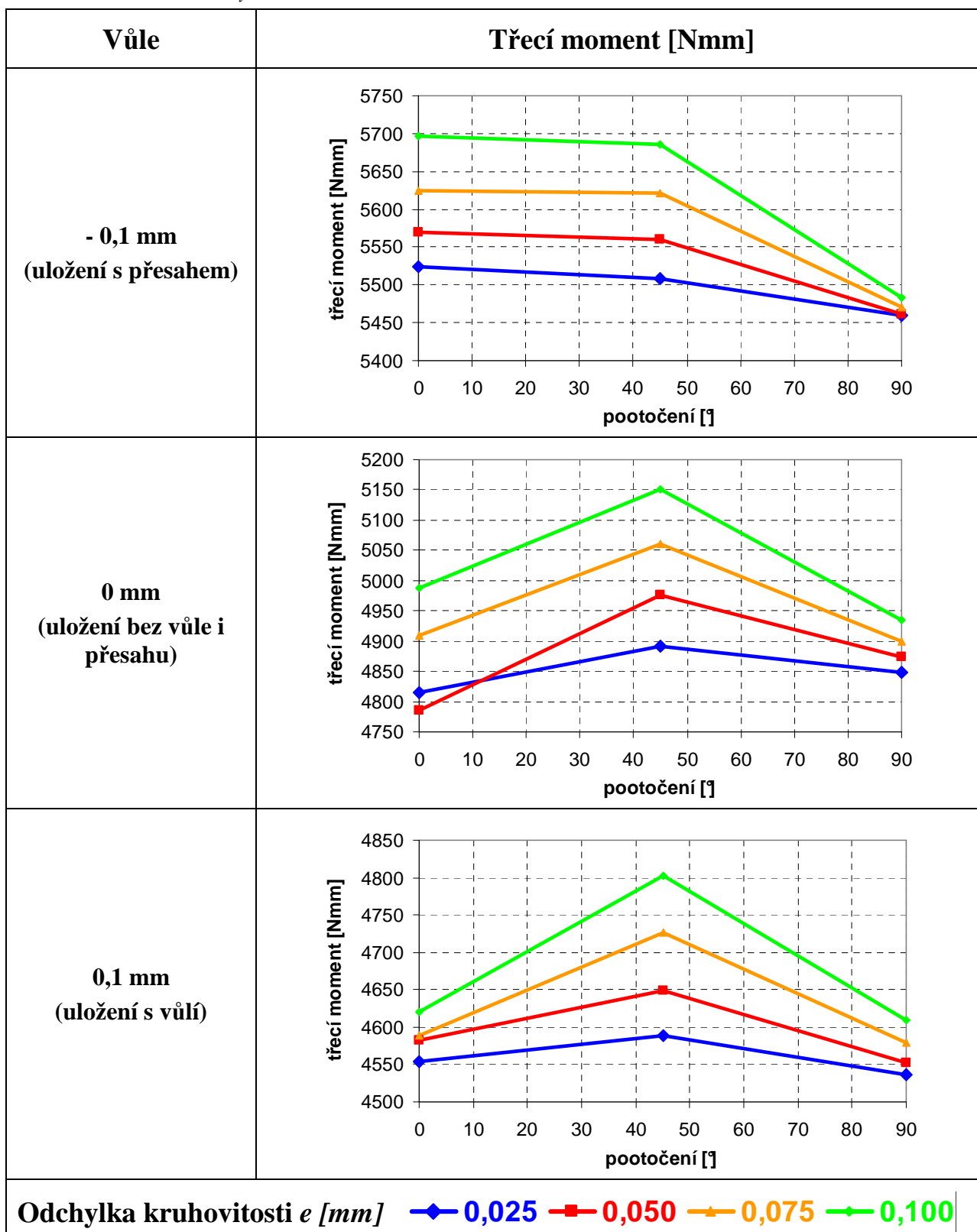
Tab.9: Vliv odchylek kruhovitosti na třecí moment



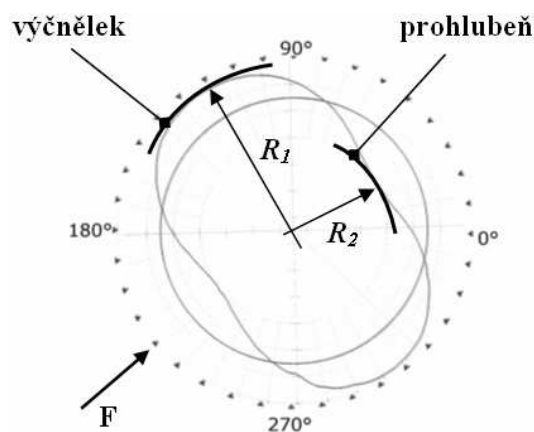
Tab.10: Vliv natočení odchylek kruhovitosti na maximální kontaktní tlak



Tab.11: Vliv natočení odchylek kruhovitosti na třecí moment



V tab.12 je vizualizace rozložení kontaktních tlaků pro odchylky kruhovitosti $e = 0,1$ mm a natočení vůči zátěžné síle $\beta = 90^\circ$. Jde tedy o schéma viz obr.53.



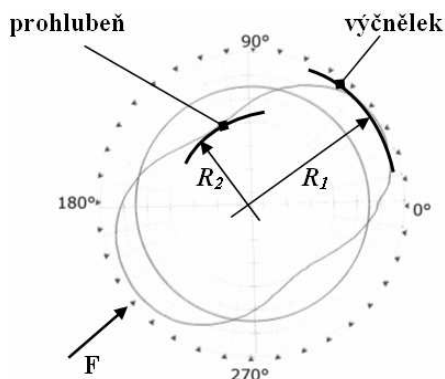
Obr.53: Schéma zatížení modelu pro vizualizace v tab.12

Jednotlivé obrázky se liší velikostí vůle v mezi hlavicí a jamkou. Je na nich patrné, že v případě uložení s vůlí se oblast maximálního kontaktního tlaku nachází v jiném místě než v případě druhých dvou druhů uložení. Tato oblast je přibližně v rovině nositelky zátěžné síly F . Naopak v případě uložení bez vůle i přesahu a s přesahem jsou oblasti maximálního tlaku dvě, a to na opačných stranách hlavice. To je z toho důvodu, že odchylka od kruhovitosti 0,1 mm je již natolik významná, že v obou případech dochází k uložení s přesahem v místech dvou výčnělků (v tab.12 jsou tyto protilehlé oblasti označeny šipkami). V případě uložení s přesahem je oblast rozdělení na 2 stykové plochy výraznější než v případě uložení bez vůle i přesahu.

Tab.12: Vliv velikosti vůle mezi komponentami na rozložení kontaktních tlaků

$e = 0,1$ mm, $\beta = 90^\circ$		
$v = -0,1$ mm (uložení s přesahem)	$v = 0$ mm (uložení bez vůle i přesahu)	$v = 0,1$ mm (uložení s vůlí)

V tab.13 je vizualizace rozložení kontaktních tlaků pro odchylky kruhovitosti $e = 0,05$ mm a natočení vůči zátěžné síle $\beta = 0^\circ$. Jde tedy o schéma viz obr.54.



Obr.54: Schéma zatížení modelu pro vizualizace v tab.13

V tab.13 jsou porovnány kontury kontaktního tlaku. V horním řádku jsou kontury pro odchylku kruhovitosti $e = 0,05$ mm, ve spodním řádku pak pro odchylku nulovou. Jednotlivé sloupce se liší druhem uložení (velikostí vůle). Vliv kruhovitosti je patrný ve všech případech uložení. Pro uložení s přesahem odchylka kruhovitosti zvětší přesah a přesune oblast maximálního tlaku k okraji styku hlavice s jamkou (na obrázku směrem dolů). Při uložení bez vůle i přesahu je tento efekt rovněž pozorovatelný. Při uložení s vůlí je viditelné, že oblast styku se zúží vlivem zvýšení vůle po stranách.

Tab.13: Vliv velikosti vůle mezi komponentami na rozložení kontaktních tlaků

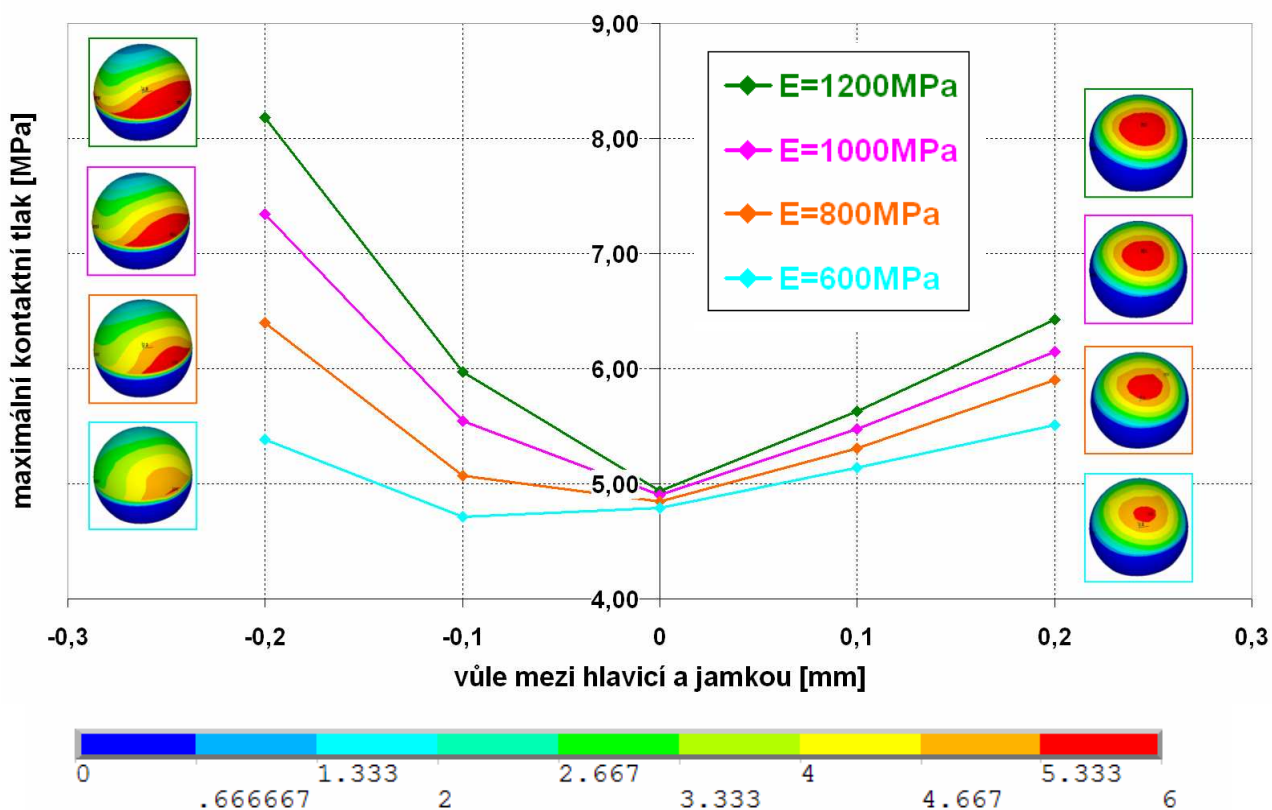
$\beta = 0^\circ$			
	$v = -0,1$ mm (uložení s přesahem)	$v = 0$ mm (uložení bez vůle i přesahu)	$v = 0,1$ mm (uložení s vůlí)
$e = 0,05$ mm			
$e = 0$ mm			

7.3.3 Parametrická studie vlivu Youngova modulu pružnosti polyethylenu na výsledky

Jedna z nejistot ohledně reálnosti výsledků se týká materiálových charakteristik. Samozřejmě je největší nejistota v charakteristikách lidských tkání, ale protože posuzujeme kontakt mezi hlavicí a jamkou, není jejich vliv tak významný na velikost a rozložení kontaktního tlaku. Z dvojice hlavice – jamka jsou poměrně dobře známy charakteristiky pro hlavicí, tedy pro keramiku. Oproti tomu charakteristiky polyethylenové vložky jamky se v literatuře liší až o stovky procent. To se týká zejména Youngova modulu pružnosti, jehož hodnota se pohybuje v rozmezí od 500 MPa do 1400 MPa.

Vliv tohoto parametru na výsledky bylo tedy nutné ověřit a hodnoty jsou patrné na obr.55 a obr.56. Z jejich porovnání plyne jednoznačný závěr, že se zvyšující se hodnotou modulu pružnosti se zvyšuje i hodnota kontaktního tlaku mezi hlavicí a jamkou, přičemž pro uložení s přesahem je ovlivnění výraznější. Pro přesah 0,2 mm (= vůle -0,2 mm) se hodnoty kontaktního tlaku pro $E = 600$ MPa a $E = 1200$ MPa liší o více než 50%. Pro vůli 0,2 mm se hodnoty kontaktního tlaku pro tytéž hodnoty modulu pružnosti E liší o cca 20%.

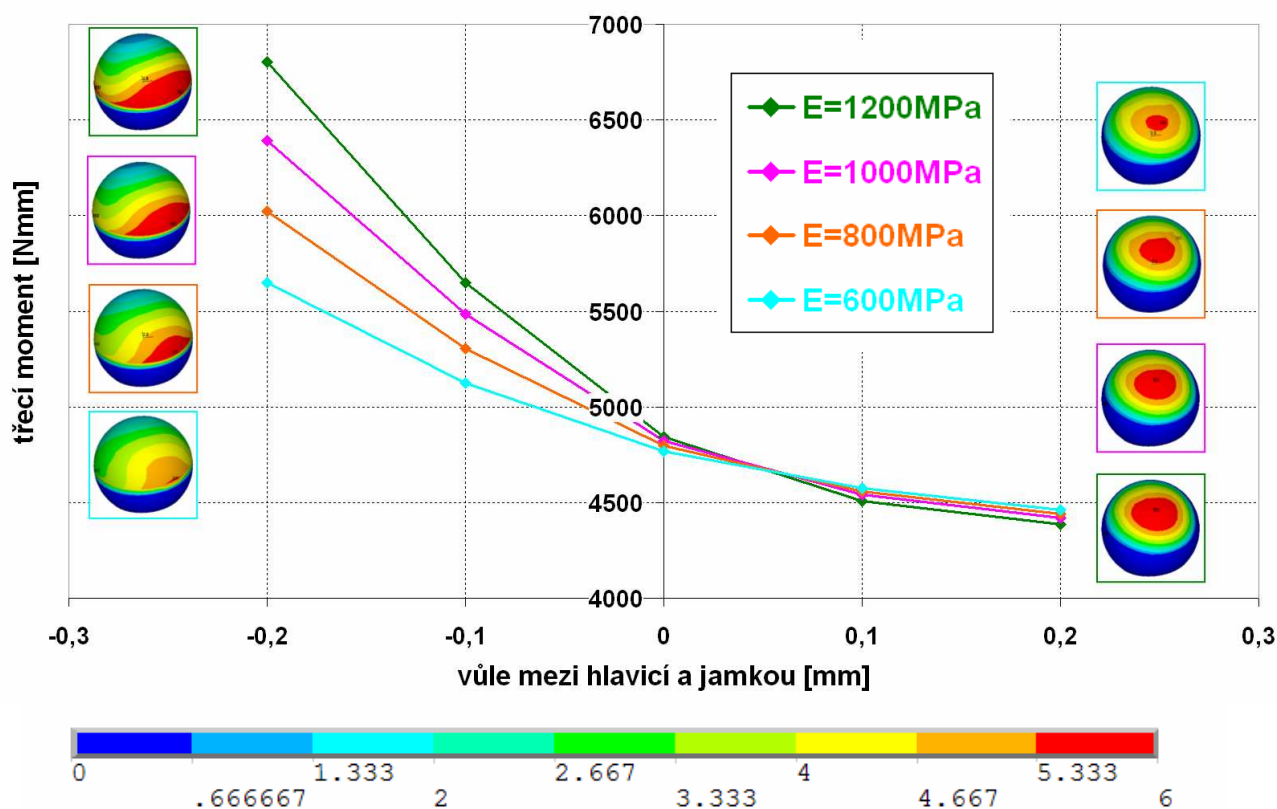
V obr.55 jsou zobrazeny ikony kontur kontaktního tlaku odpovídající vůli -0,2 mm, resp. 0,2 mm. Hodnoty tlaku odpovídající barevné škále jsou pro všechny ikony shodné v rozmezí 0 MPa až 6 MPa. Je z nich patrné, že pro větší hodnoty modulu pružnosti se zmenšuje celková styková plocha a zvětšuje se plocha s hodnotou tlaku vyšší než 6 MPa (červená).



Obr.55: Vliv hodnoty Youngova modulu pružnosti jamky na velikost a rozložení kontaktních tlaků

Ovlivnění třecího momentu změnou hodnoty modulu pružnosti je v oblasti uložení s přesahem se stejným trendem jako ovlivnění kontaktního tlaku. S rostoucí hodnotou E , roste hodnota třecího momentu. Změna hodnoty E z 600 MPa na 1200 MPa pro uložení s přesahem 0,2 mm zvýší hodnotu třecího momentu o cca 20%.

V oblasti uložení s vůlí je trend ovlivnění opačný než při uložení s přesahem. S rostoucí hodnotou modulu pružnosti hodnota třecího momentu klesá. Změny hodnot třecího momentu jsou však v testovaném intervalu velikosti vůle v řádech jednotek procent viz obr.56.



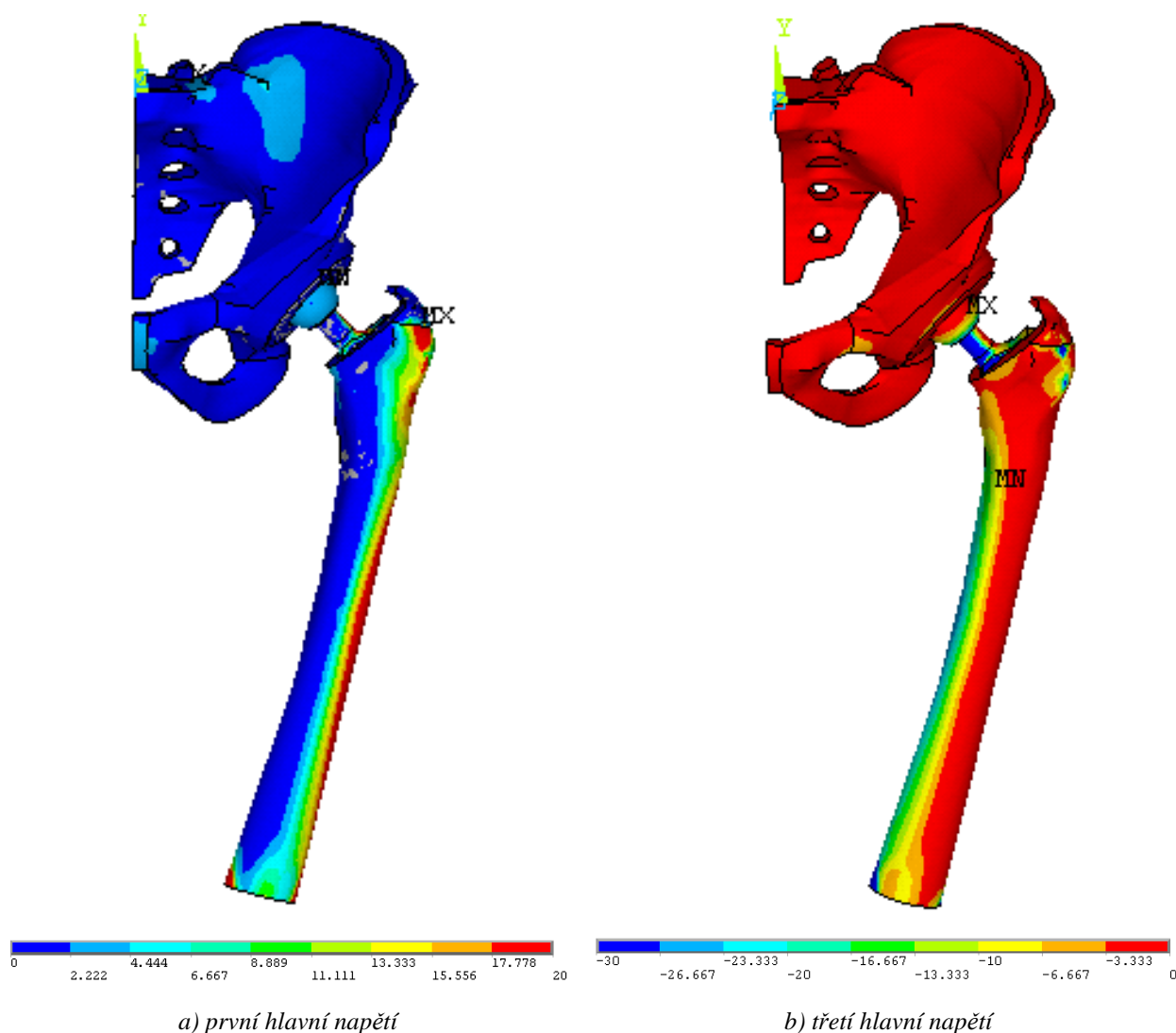
Obr.56: Vliv hodnoty Youngova modulu pružnosti jamky na velikost třecího momentu

7.4 3D model kyčelního spojení s femurem a svaly

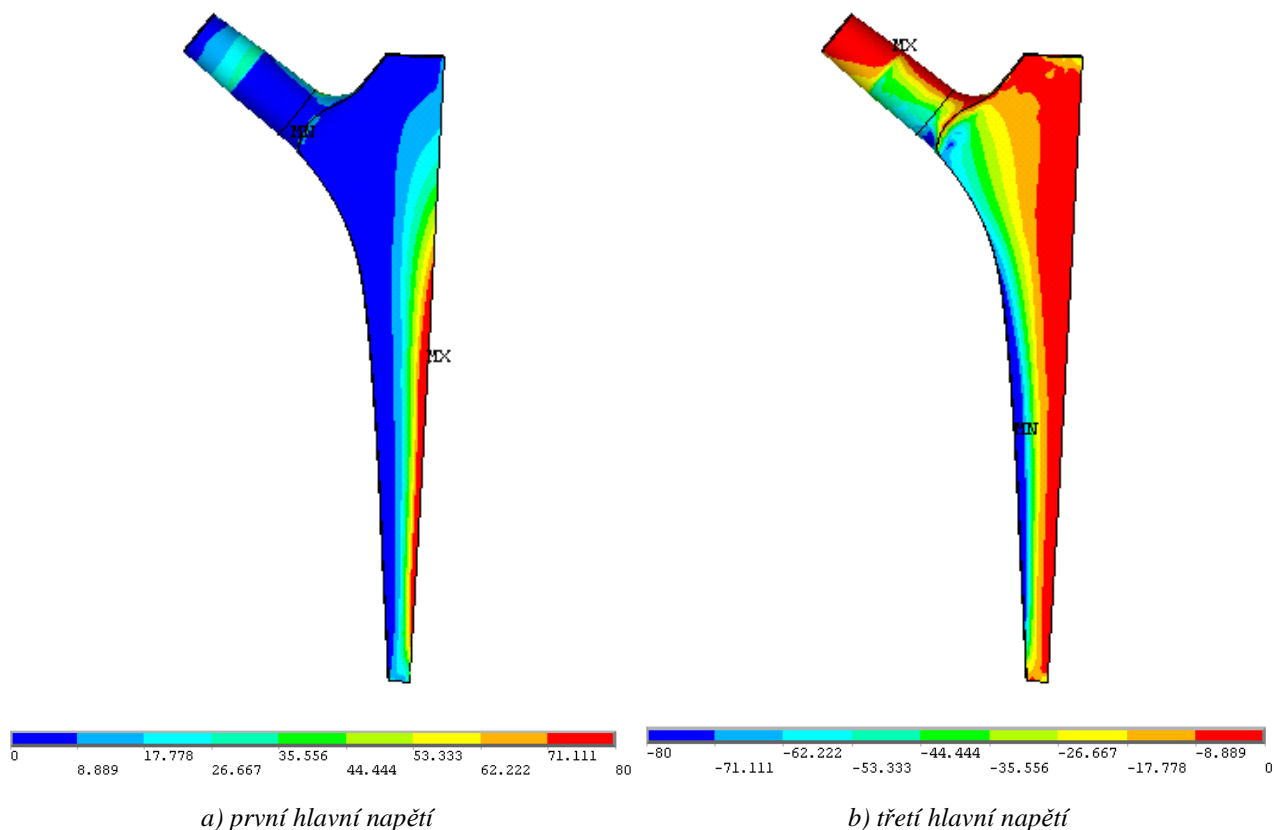
7.4.1 Vyhodnocení napjatosti

Práce si nekladla za cíl stanovit hodnoty napětí v jednotlivých částech modelu. Proto jsou zde uvedeny pouze trendy, které vyplynuly z výsledků simulace.

Na obr.57 jsou znázorněny hlavní napětí v kyčelním spojení. Na obr.57 a) je to první hlavní napětí a na obr.57 b) třetí hlavní napětí. Z obr.57 a) je patrné, že oblasti s nejvyššími hodnotami hlavních napětí jsou na stehenní kosti a dřívku. Na vnější straně stehenní kosti je dominantní první hlavní napětí, zatímco na její vnitřní straně je dominantní třetí hlavní napětí, viz obr.57 b). Třetí hlavní napětí je významné i na vnitřní straně dřívku. Samostatně je napjatost na dřívku znázorněna na obr.58. Zde je patrný stejný trend jako u stehenní kosti, tedy první hlavní napětí na vnější straně dřívku (obr.58 a) a třetí hlavní napětí na vnitřní straně dřívku (obr.58 b).

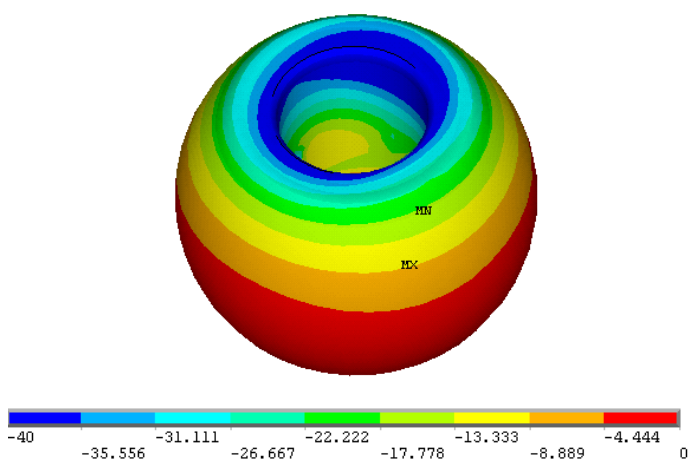


Obr.57: Napjatost v kyčelním spojení



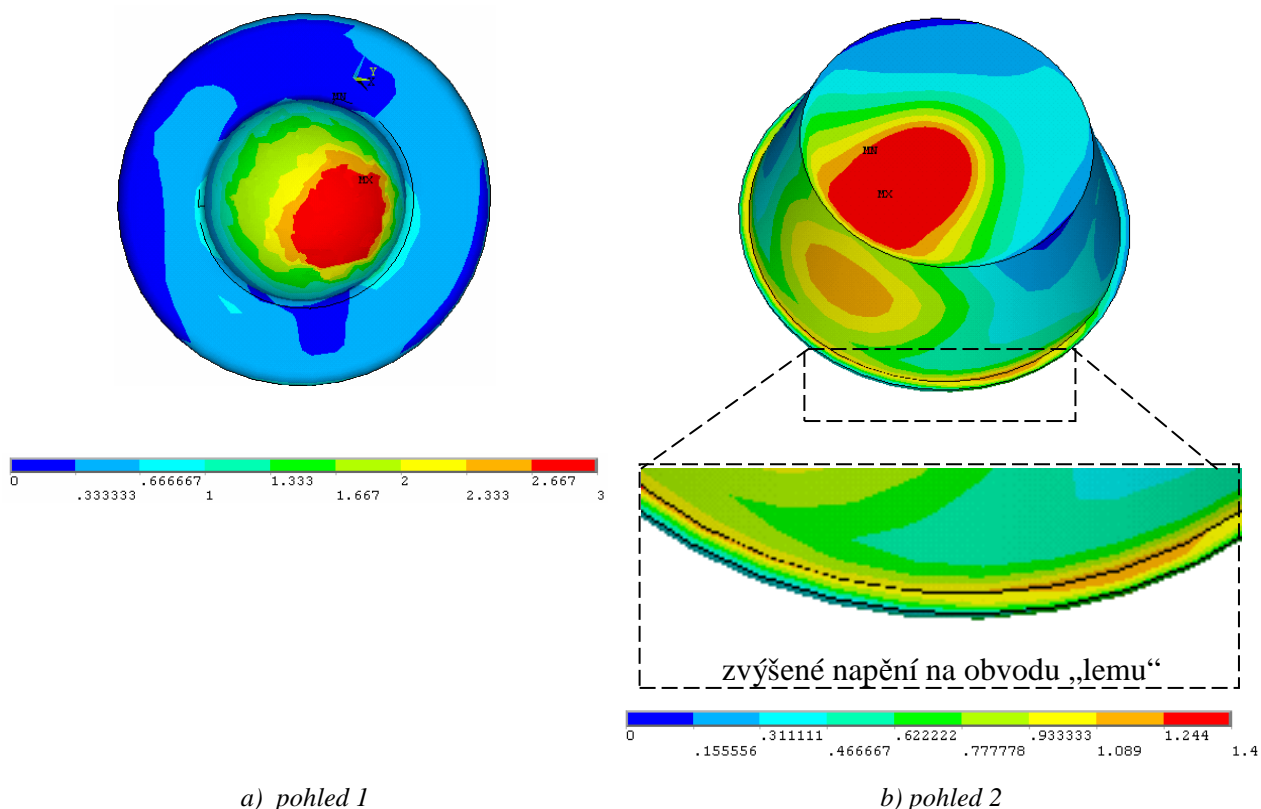
Obr.58: Napjatost v dříku TEP

Napjatost na hlavici je pak zobrazena na obr.59. Zde je zobrazeno třetí hlavní napětí. Jeho hodnoty jsou záporné, jde tedy o tlakové napětí.



Obr.59: Napjatost v hlavici TEP, třetí hlavní napětí

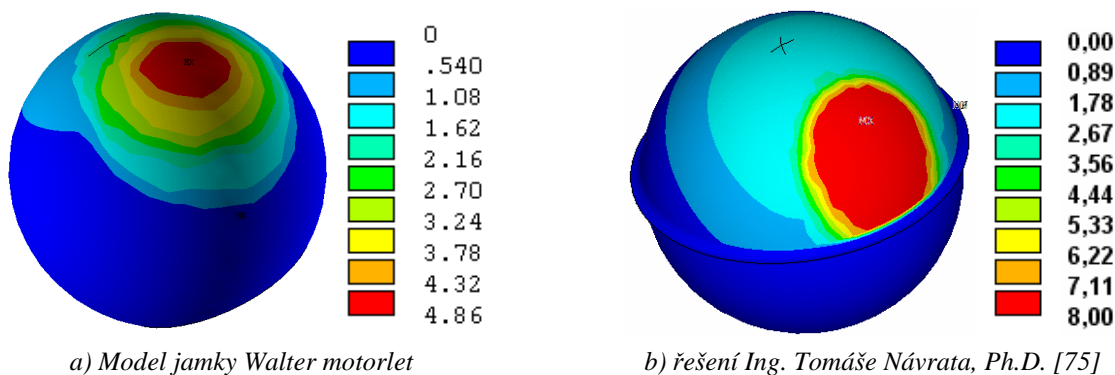
Jamka a kontury redukovaného napětí jsou na obr.60. Nejvyšších hodnot redukovaného napětí je dosaženo v oblasti styku s hlavicí TEP (obr.60 a). Na pohledu 2 (obr.60 b) je rovněž zřetelná oblast zvýšeného napětí po obvodu jamky na hraně tzv. lemu.



Obr.60: Napjatost v jamce TEP, zobrazeny kontury redukovaného napětí

7.4.2 Vyhodnocení kontaktního tlaku

Maximální hodnota kontaktního tlaku mezi hlavicí a jamkou TEP vypočtená na modelu kyčelního spojení s femurem a svaly má hodnotu 4,86 MPa. Vůle mezi hlavicí a jamkou byla 0,6 mm. Rozložení kontaktního tlaku je patrné na obr.61 a). Na obr. 61 b) je pro srovnání výsledků uvedeno rozložení kontaktního tlaku z práce [75] Ing. Tomáše Návrata, Ph.D. vypočtené na obdobném modelu kyčelního spojení s aplikovanou odlišnou jamkou, která nepokrývala hlavici tak jako jamka od firmy Walter Motorlet. Hodnota maximálního kontaktního tlaku je vyšší (8,0 MPa), což je patrně způsobeno blízkostí okraje jamky.



Obr.61: Rozložení kontaktního tlaku na hlavici TEP

8 DISKUZE

8.1 Shoda charakteru průběhu 2D a 3D simulací

Výsledky simulací na 2D a 3D modelech prokázaly shody v charakterech průběhu hodnot maximálního kontaktního tlaku i třecího momentu. Tohoto poznatku lze využít při vytváření 3D modelů, které nám umožňují řešení na vyšší úrovni po kvantitativní stránce návrhu.

8.2 Doporučení pro předpis tolerančních polí

Analýzy odchylek rozměrů a geometrie komponent prokázaly výrazný vliv na sledované veličiny (maximální kontaktní tlak a třecí moment). Při růstu odchylek se zhoršovaly stykové podmínky mezi komponentami. Z analýz plyne doporučení předepisovat výrobní rozměrové odchylky tak, aby bylo při vzájemném spojení vytvořeno uložení minimálně bez vůle i přesahu a maximálně s vůlí 0,05 mm. V těchto mezích se posuzované hodnoty kontaktního tlaku a třecího momentu projevovaly změnou v řádu jednotek procent. Ze zjištěných výsledků lze jednoznačně nedoporučit uložení s přesahem a to z důvodu výrazného zhoršení stykových podmínek mezi hlavicí a jamkou.

Změnami v řádu jednotek procent se projevovaly i odchylky kruhovitosti hlavice do 0,025 mm, lze tedy konstatovat podobné doporučení, přičemž minimalizace těchto odchylek je samozřejmě žádoucí. Zde je nutné upozornit na fakt, že tato doporučení platí pro hlavice a jamky TEP s obdobnými rozměry a vlastnostmi materiálů.

8.3 Vliv tření, vývoj v čase

Řešením a analýzou bylo zjištěno, že výrobní rozměrové i geometrické odchylky ovlivňují velikost i rozložení kontaktního tlaku, a to negativně (dochází ke zvyšování hodnot kontaktního tlaku). O souvislosti velikosti a rozložení kontaktního tlaku s otěrem je pojednáno např. v [3], [4], [5] a [6]. Zde vyvstává otázka, jakým způsobem se odchylky projeví při déle trvajícím zatížení. Díky postupnému opotřebení komponent by se dalo předpokládat, že vytvořením uložení s přesahem dosáhneme prodloužení životnosti. Tato teorie je však nesprávná, protože je zde velké nebezpečí překročení mezí pružnosti polyethylenu a tím i vzniku nárůstu otěru nekontrolovatelným způsobem vlivem nelinearit materiálových charakteristik.

V případě geometrických odchylek kruhovitosti je podstatné, která z komponent má odchylku větší. Pokud jamka, tak v případě že je polyethylenová, dojde patrně k obroušení odchylek hlavicí. Pokud má ovšem odchylku kruhovitosti dominantní tvrdá a tuhá keramická hlavice, bude poškození jamky patrně urychleno díky nárůstu kontaktního tlaku. Je zřejmé, že v tomto pohledu je nutné posuzovat jevy a vlivy v širším měřítku, a to zejména se zahrnutím faktoru času.

8.4 Přesnost výsledků

Tato práce si kladla za cíl stanovit především charaktery průběhů posuzovaných veličin, ne jejich přesné hodnoty. Pokud by tomu tak nebylo, bylo by nutné klást vysoké požadavky na přesnost vstupů, zejména materiálových charakteristik. Tento požadavek by se mohl projevit jako problematický, nejen u zjišťování mechanických vlastností lidské tkáně, ale i u technických materiálů. Například u vlastností UHMW polyethylenu byly v rozdílných referencích nalezeny hodnoty Youngova modulu pružnosti lišící se až o stovky procent.

8.5 Možnosti experimentu

Biomechanické výpočty lze obecně obtížně validovat experimentem. Pro správnou validaci je potřeba provést analýzu, která veličina je měřitelná a lze ji validovat. Stanovení hodnoty měřené veličiny experimentem by vyžadovalo výrobu experimentálního zařízení, což by přesáhlo rámec disertační práce. Měření rozložení kontaktních tlaků po povrchu hlavice a jamky může být poměrně problematické z hlediska technického řešení. Oproti tomu je snáze proveditelné měření třecího momentu, kdy hodnoty jsou dostupné okamžitě, nebo otěru a poškození stykových ploch při cyklickém zatížení, kdy se jedná o dlouhodobá měření.

9 ZÁVĚR

Práce se zabývá problematikou kyčelní endoprotézy, konkrétně řešením problému s uvolňováním jamek. Na deformačně-napěťové stavy v endoprotéze mají vliv stykové poměry mezi hlavicí a jamkou, které jsou ovlivňovány výrobními odchylkami těchto kontaktních ploch. Cíl práce byl vymezen: Pomocí výpočtového modelování posoudit vliv výrobních odchylek stykových ploch hlavice a jamky TEP na kontaktní tlak a třecí moment mezi hlavicí a jamkou Walter Motorlet.

Řešení bylo prováděno výpočtově pomocí simulací v metodě konečných prvků. Byly vytvořeny výpočtové modely na různých stupních úrovně, které posuzovaly výrobní odchylky rozměrové i geometrické. Posuzovaná rozměrová odchylka byla změna vnitřního průměru jamky. Tím bylo dosaženo změny velikosti vůle mezi hlavicí a jamkou a tedy i změny druhu uložení (uložení s přesahem, s vůlí, bez vůle i přesahu). Zkoumaná geometrická odchylka byla odchylka kruhovitosti hlavice. Posuzované veličiny byly kontaktní tlak a třecí moment mezi hlavicí a jamkou.

Konkrétně byl v rámci disertační práce vytvořen 2D výpočtový model hlavice a jamky, na němž byly provedeny citlivostní analýzy vlivu velikosti elementů, vlivu tuhosti kontaktních prvků, vlivu změny hodnoty koeficientu tření, vlivu změny druhu uložení a vlivu přidání modelu pánevní kosti na hodnoty maximálního kontaktního tlaku a třecího momentu. Poté byl vytvořen 3D model hlavice, jamky a klece, na němž byla provedena citlivostní analýza vlivu hustoty diskretizace a vlivu velikosti vůle a přesahu mezi hlavicí a jamkou na posuzované veličiny. Následovalo vytvoření 3D modelu hlavice, jamky, klece a pánevní kosti na němž byly provedeny parametrické studie vlivu rozměrových a geometrických výrobních odchylek a vlivu Youngova modulu pružnosti polyethylenu na hodnotu třecího momentu a na maximální hodnotu a rozložení kontaktního tlaku. Dále byl vytvořen 3D model kyčelního spojení s aplikovanou totální endoprotézou s femurem a svaly jehož výsledky řešení byly porovnány s analogickým modelem s aplikovanou totální endoprotézou s odlišným typem jamky.

Při analýze výsledků bylo zjištěno, že výrobní odchylky výrazně ovlivňují stykové poměry mezi hlavicí a jamkou. Nárůst odchylek jak na stranu vůle, tak na stranu přesahu se projeví negativně nárůstem maximálního kontaktního tlaku. V případě nárůstu přesahu dochází k nevhodnému rozložení kontaktního tlaku viz tab.7 str. 49. Charakter průběhu třecího momentu v závislosti na velikosti vůle či přesahu je odlišný od průběhu maximálního kontaktního tlaku. Třecí moment narůstá výrazně pokud dochází k uložení s přesahem, v případě uložení s vůlí se jeho hodnota ve zkoumaném intervalu hodnot velikosti vůle výrazně nemění.

Na základě analýzy výsledků bylo zjištěno, že nejvhodnějším druhem uložení pro styk hlavice a jamky je uložení bez vůle i přesahu. Protože je tento druh uložení v praxi obtížně dosažitelný, je nutné vytvářet výrobky s odchylkami. Na základě analýzy výsledků je doporučeno předepisovat výrobní tolerance tak, aby mezi komponentami při vzájemném styku vzniklo uložení s vůlí, a to maximálně s hodnotou 0,05 mm. Nelze doporučit uložení s přesahem, a to z důvodu výrazného zhoršení stykových podmínek mezi hlavicí a jamkou. Odchylka kruhovitosti hlavice by neměla být větší než 0,025 mm.

Vytvořením modelu zahrnujícího možnost posoudit výrobní odchylky simulací zatížení a analýzou výsledků byl splněn cíl práce. Studie vznikla na základě požadavků lékařů. Získané výsledky a provedené analýzy umožní zkvalitnění práce jak výrobců TEP, tak lékařů v klinické praxi.

V průběhu řešení, ale zejména při analýze výsledků, vyvstaly další otázky pro možné navazující práce, které z titulu svého rozsahu nemohly být do této práce zahrnuty. Ve výpočtové simulaci je to řešení ovlivňování odchylkami stykové poměry se zahrnutím faktoru změny geometrie v průběhu času – poškození povrchu komponent třením. Dalším posuzovaným parametrem by mohlo být odlišné zatížení v jednotlivých fázích lidského kroku. V experimentální části je to například měření otěru na zkušebním stroji se zahrnutím vlivu výrobních odchylek.

10 LITERATURA

- [1] CHARNLEY J., Kamangar A., Longfield M. D.: The Optimum Size of Prosthetic Heads in Relation to the Wear of Plastic Socket in Total Replacement of the Hip, *Medical & Biological Engineering*, 1969, Volume 7, s. 31 – 39
- [2] TEOH S. H., Chan W.H., Thampuran R.: An Elasto-plastic Finite Element Model for Polyethylene Wear in Total Hip Arthroplasty *Journal of Biomechanics*, 2002, Volume 35, s. 323-330,
- [3] YEW A., Jagatia M., Ensaff H., Jin Z. M.: Analysis of Contact Mechanics in McKee-Farrar Metal-on-Metal Hip Implants, *Journal of Engineering in Medicine* 2003, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, 217, s. 333-340,
- [4] MAK M. M., Jin Z. M.; Analysis of Contact Mechanics in Ceramic-on-Ceramic Hip Joint Replacement; *Journal of Engineering in Medicine*, 2002, vol. 216. No. 4,
- [5] IPAVEC M, Brand R.A., Pedersen D.R., Mavcic B., Kralj-Iglic V., Iglic A.; Mathematical Modelling of Stress in the Hip During Gait; *Journal of Biomechanics*, 1999, vol. 32, s. 1229-1235,
- [6] GENDA E., Iwasaki N., Li G., MacWilliams B.A., Barrance P.J., Chao E.Y.S; Normal Hip Joint Contact Pressure Distribution in Single-Leg Standing – Effect of Gender and Anatomic Parameters; *Journal of Biomechanics*, 2001, vol. 34, s. 895-905
- [7] SAIKKO V., Calonijs O.; An Improved Method of Computing the Wear Factor for Total Hip Prostheses Involving the Variation of Relative Motion and Contact Pressure with Location on the Bearing Surface; *Journal of Biomechanics*, 2003, vol. 36, s.1819-1827
- [8] JALALI-VAHID D., Jagatia M., Jin Z.M., Dowson D.; Prediction of Lubricating Film Thickness in UHMWPE Hip Joint Replacements; *Journal of Biomechanics*, 2000, Volume 34, s. 261-266
- [9] SAMUEL G. L., Shunmugam M. S.; Evaluation of Circularity and Sphericity from Coordinate Measurement Data; *Journal of Materials Processing Technology*, 2003, Volume 139, s. 90-95
- [10] BRUNI P., Conti C., Corvi A., Rocchi M., Tosi G., Damaged Polyethylen Acetabular Cups Microscopy FT-IR and Mechanical Determination; *Vibrational Spectroscopy*, 2002, Volume 29, s. 103-107
- [11] UNSWORTH A., Hall R. M., Burgess I. C., Wroblewski B. M., Streicher R. M., Semlitsch M.; Frictional Resistance of New and Explanted Artificial Hip Joints; *Wear*, 1995 ,Volume 190, s. 226-231
- [12] SCHOLE S. C., Unsworth A., Hall R. M., Scott R.; The Effects of Material Combination and Lubricant on the Friction of Total Hip Prostheses; *Wear*, 2000, Volume 241, s. 209-213

- [13] SEIFERT Ch. F, Brown T. D, Lipman J. D.; Finite Element Analysis of a Novel Design Approach to Resisting Total Hip Dislocation; *Clinical Biomechanics*, 1999, Volume 14, s. 697-703
- [14] MAXIAN T. A., Brown T. D., Pedersen D. R., Callaghan J. J., A Sliding Distance Coupled Finite Element Formulation for Polyethylen Wear in Total Hip Arthroplasty; *Journal of Biomechanics*, 1995, Volume 29, s. 687-692
- [15] REINISCHA G., Judmannb K. P., Lhotkac Ch., Lintnerd F., Zweym K. A.; Retrieval Study of Uncemented Metal–Metal Hip Prostheses Revised for Early Loosening; *Biomaterials*, 2003, Volume 24, s. 1081-1091
- [16] HEDIA H. S., Barton D. C., Fisher J., Ehnidanyf T. T.; A Method for Shape Optimization of a Hip Prosthesis to Maximize the Fatigue Life of the cement; *Medical Engineering & Physics*, 1996, Volume 18, s. 647-654
- [17] PLATON F., Fournier P., Rouxel S.; Tribological behaviour of DLC coatings compared to different materials used in hip joint prostheses; *Wear*, 2001, Volume 250, s. 227-236
- [18] WIMMER M. A, Sprecher C., Hauert R., Täger G., Fischer A.; Tribochemical reaction on metal-on-metal hip joint bearings A comparison between in-vitro and in-vivo results; *Wear*, 2003, Volume 255, s. 1007-1014
- [19] WHON Lee S., Morillo C., Lira-Olivares J., Kim S. H., Sekino T., Niihara K., Hockey B. J.; Tribological and microstructural analysis of Al₂O₃/TiO₂ nanocomposites to use in the femoral head of hip replacement; *Wear*, 2003, Volume 255, s. 1040-1044
- [20] BARTOŠ M., Kestřánek Z., Numerical solution of the contact problem. Application to a simple model of the human hip joint; *Journal of Computational and Applied Mathematics*, 1995, Volume 63, s. 439-447
- [21] AKAY M., Aslad N.; Numerical and experimental stress analysis of a polymeric composite hip joint prosthesis; *Journal of Biomedical Materials Research*, 1996, Volume 31, s.167-182
- [22] DOWSON D.; New joints for the Millennium: wear control in total replacement hip joints; *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2001, Volume 215, s. 335-358
- [23] ZOU L., Samarawickrama D. Y. D., Jovanovski V., Shelton J. C.; Measurements of sequential impressions of acetabula cups from a total hip joint replacement using a non-contact measurement system; *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 2001, Volume 41, s. 2023-2030
- [24] HALL R.M., Unsworth A.; Friction in hip prostheses; *Biomaterial*,. 1997, Volume 18, s.1017-1026

- [25] EL'SHEIKH H. F., MacDonald B. J., Hashmi M. S. J.; Finite element simulation of the hip joint during stumbling: a comparison between static and dynamic loading, *Journal of Materials Processing Technology*, 2003, Volumes 143-144, s. 249-255
- [26] HUANG J., Lehtihet E. A.; Contribution to the minimax evaluation of circularity error; *International Journal of Production Research*, 2001, Volume 39, s. 3813 - 3826
- [27] WANG M., Cheraghi S. H., Masud A. S. M.; Circularity error evaluation theory and algorithm; *Precision Engineering*, 1999, 23, 164-176,
- [28] CHANDA A., Mukhopadhyay A. K., Basu D., Chatterjee S., Wear and Friction Behaviour of UHMWPE-Alumina Combination for Total Hip Replacement; *Ceramics International*, 1997, Volume 23, s. 437-447
- [29] BARBOUR P. S. M., Barton D. C., Fisher J.; The influence of contact stress on the wear of UHMWPE for total replacement hip prostheses, *Wear*, 1995, Volumes 181-183, s. 250-257
- [30] EISENHART-ROTHE R. V., Witte H., Steinlechneg M., Müller-Gerhl M., Putz R., Eckstein F., Von den Hoff J. W., Maltha J. C.; Quantitative Determination of Joint Incongruity and Contact Pressure in the Human Hip Joint During the Gait-Cycle, *Journal of Orthopaedic Research*, 1999, Volume 17, s. 532-539
- [31] KORHONEN R. K., Koistinen A., Kontinen Y. T., Santavirta S. S., Lappalainen R.; The effect of geometry and abduction angle on the stresses in cemented UHMWPE acetabular cups – finite element simulations and experimental tests; *Biomedical Engineering Online*, 2005, Volume 4, s. 32
- [32] ZAHIRI Ch. A., Schmalzried T. P., Ebramzadeh E., Szuszczewicz E. S., Salib D., Kim C., Amstutz H. C.; Lessons learned from loosening of the McKee-Farrar metal-on-metal total hip replacement; *The Journal of Arthroplasty*, 1999, Volume 14, s. 326-332
- [33] TURELL M. E., Friedlaender G. E., Wangc A., Thornhill T. S., Bellare A.; The effect of counterface roughness on the wear of UHMWPE for rectangular wear paths; *Wear*, 2005, Volume 259, s. 984-991
- [34] MASAOKA T., Clarke I. C., Yamamoto K., Tamura J., Williams P. A., Good V. D., Shoji H., Imakiire A.; Validation of volumetric and linear wear-measurement in UHMWPE cups - a hip simulator analysis, *Wear*, 2003, Volume 254, s. 391-398
- [35] PIETRABISSA R., Raimondi M., Di Martino E.; Wear of polyethylene cups in total hip arthroplasty: a parametric mathematical model; *Medical Engineering & Physics*, 1997, Volume 20, s. 199-210
- [36] BROWNE M., Gregson P. J.; Surface modification of titanium alloy implants, *Biomaterials*, 1994, Volume 15, s. 894-898

- [37] MICHAELI D. A., Murphy S. B., Hipp J. A.; Comparison of predicted and measured contact pressures in normal and dysplastic hips; Medical Engineering & Physics, 1997, Volume 19, s. 180-186
- [38] STANSFIELD B. W., Nicol A. C.; Hip joint contact forces in normal subjects and subjects with total hip prostheses: walking and stair and ramp negotiation; Clinical Biomechanics, 2001, Volume 17, s. 130
- [39] DOWSON D., Jobbins B., Seyed-Harraf A.; An evaluation of the penetration of ceramic femoral heads into polyethylene acetabular cups; Wear, 1993, Volume 162-164, s. 880-888
- [40] BERGMANN G., Deuretzbacher G., Heller M. et al; Hip contact forces and gait patterns from routine activities; Journal of Biomechanics, 2001, Volume 34, s. 859-871
- [41] GOLDMINTS L., Jaramaz B., DiGiola III. A. M.; Biomechanics of acetabular press-fit in total hip replacement: Evaluation of modeling parameters for idealized 3-D model; Sborník conference Simulating real life. Software with no boundaries, Pittsburgh 1998
- [42] JOSHI M.G., Advani S.G.; Analysis of a femoral hip prostheses designed to reduce stress shielding, Journal of Biomechanics, 2000, Volume 33, s. 1655-1662
- [43] VAVERKA M.; Pojednání k SDZ: Mechanická studie patologicky vyvinutého kyčelního spojení z hlediska následných chirurgických operací; FSI VUT v Brně, Brno, CR, srpen 2002
- [44] HUDEC J.; Pojednání k SDZ: Analýza mechanické interakce mezi totální endoprotézou a femurem, FSI VUT v Brně, Brno, 2001
- [45] IVÁN L.; Analýza vlivu různých materiálových charakteristik umělých jamek totálních endoprotéz na napjatost v pánevní oblasti; Sborník z konference Inženýrská mechanika 98, Svratka, 1998
- [46] IVÁN L., Janíček P.; Vliv úhlu natočení acetabula na deformačně napět'ové stavy kyčelní endoprotézy; Sborník konference Inženýrská mechanika 2002, Svratka, 2002
- [47] BUDINSZKY C., Florian Z.; Stress-strain analysis of total knee replacement, Sborník konference Inženýrská mechanika 2005, Svratka, 2005
- [48] HUDEČEK D., Florian Z., Stress-strain analyse of vertebral segment; Sborník konference Inženýrská mechanika 2005, Svratka, 2005
- [49] NÁVRAT T., Florian Z.; Stress-strain analysis of surface replacement of the hip joint, Sborník konference Aplikovaná mechanika 2005, Hrotovice, 2005
- [50] BEZNOSKA S., Čech O., Löbl K.; Umělé náhrady lidských kloubů, SNTL; 1987

- [51] PETRTÝL M., Ondrouch A., Milbauer M.; Experimentální biomechanika pevné fáze lidského skeletu; ACADEMIA; 1985
- [52] HUDEC J.; Diplomová práce: Deformačně napěťová analýza tumorové endoprotézy; FSI VUT v Brně, Brno; 1999
- [53] VALENTA J., Konvičková S., Valerián D.; Biomechanika kloubů člověka; ČVUT; 1999
- [54] SOSNA M., Vavřík P., Krbec M., Pokorný D.; Základy ortopedie; TRITON; 2001
- [55] VICECONTI M., Cristofolini L., Tomi A.; Balkema; Experimental Mechanics – Numerical and experimental cross-investigation of total hip replacements, Rotterdam; 1998
- [56] KOUKAL M.; Diplomová práce: Mechanická analýza styku hlavice a jamky totální endoprotézy kyčelního kloubu, FSI VUT v Brně, Brno, 2003
- [57] KOUKAL M., Florian Z.; Mechanical Analysis of Contact between Ball Head and Acetabular Fossa of Total Hip Prosthesis; Sborník konference Aplikovaná mechanika 2005, Hrotovice, Czech Republic, 2005
- [58] DUNHAM Ch. E., Takaki S. E., Johnson J. A., Dunning C. E.; Mechanical Properties of Cancellous bone of the Distal Humerus; ISB XXth Congress - ASB 29th Annual Meeting, 2005, s. 564
- [59] BOYCE T.M., Fyhrie D.P., Brodie F.R., Schaffler M.B.; Residual Mechanical Properties of Human Cortical Bone Following Fatigue Loading, 20th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, 1996, Atlanta, Georgia,
- [60] FRANKEL N., Mechanical properties of Cortical and Cancellous bone, poslední revize 10.5.2010, Dostupné z <<http://www.eng.tau.ac.il/~gefen/BB-Lec4.pdf>>
- [61] JIAHAU B. Y.; Mechanical Properties and Testing of Bone, Postdoctoral Research Associate, Dental Biomaterials, Indiana, 2006
- [62] Oficiální internetové stránky University of Michigan, USA, poslední revize 8.11.2008, Dostupné z <http://www.lib.umich.edu/dentlib/Dental_tables/toc.html>
- [63] RHO J.Y, Kuhn-Spearing L., Zioupos P.; Mechanical properties and the hierarchical structure of bone, Medical engineering & physics, 1998, vol. 20, s. 92-102
- [64] JIROUŠEK O., Jírová J., Vavřík D.; Development of testing equipment for measuring mechanical properties of cancellous bone, Engineering Mechanics 2003, Svratka, Czech Republic, 2003
- [65] FYHRIE D.P., Kimura J.H.; Cancellous bone biomechanics, Journal of Biomechanics, 1999, Volume 32, s. 1139-1148

- [66] JANÍČEK P.: Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky, Hledání souvislostí; VUTIU, Brno, 2007
- [67] BURŠA J.: Studijní opory, poslední revize 10.5.2010, Dostupné z <www.umt.fme.vutbr.cz/~jbursa/MKP4.doc>
- [68] Mendelova Univerzita v Brně, Lesnická a dřevařská fakulta, Numerické simulace: Popis metody konečných prvků, poslední revize 10.5.2010, Dostupné z <<http://wood.mendelu.cz/cz/sections/FEM/?q=node/32>>
- [69] FUIS V.: Zkušenosti s výpočtovým modelováním kontaktu mezi hlavicí a jamkou kyčelní endoprotézy s uvažováním výrobních nepřesností, Sborník konference Aplikovaná mechanika 2001, s. 33-40, Nečtiny
- [70] HORYL P.: Studie vícenásobných kontaktů ve 2D, Konference Ansys 2009, Plzeň, poslední revize 10.5.2010, Dostupné z <http://www.ansys.stuba.sk/Ansys2009/prednasky/PRISPEVKY/VSB_Horyl.pdf>
- [71] CHO N., Tu J.; Roundness modeling of machined parts for tolerance analysis, Precision Engineering, 2001, Volume 25, s. 35-47,
- [72] CHO N., Tu J.; Quantitative circularity tolerance analysis and design for 2D precision assemblies, International Journal of Machine Tools and Manufacture, 2002, Volume 42, s. 1391-1401
- [73] WEN X., Xia Q., Zhao Y.; Xiulan Wen, Qinguan Xia, Yibing Zhao, An effective genetic algorithm for circularity error unified evaluation, International Journal of Machine Tools and Manufacture, 2006, Volume 46, s. 1770-1777
- [74] Metody hodnocení úchylek kruhovitosti ČSN ISO 4291, poslední revize 10.5.2010, Dostupné z <http://import.technickenormy.cz/nahledy/16161_nahled.htm>
- [75] NÁVRAT T., Florian Z., Fuis V., Štekl M.: Strain Stress Analysis of Hip Joint with Surface Replacement, Simulation of Gait, Sborník konference Human Biomechanics 2006, Hrotovice, ČR
- [76] NÁVRAT T., Fuis V., Hlavoň P., Janíček P.: Strain - Stress Analysis of Artificial Hip Joint, Influence of Bearing Material on Contact Pressure, Sborník konference World Congress on Medical Physics and Biomedical engineering 2006, Volume 14, s. 2822-2825
- [77] Oficiální internetové stránky firmy A.D.A.M., Inc., poslední revize 8.11.2008, Dostupné z <<http://www.adam.com>>

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

TEP.....	totální endoprotéza
UMTMB.....	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
FSI.....	Fakulta strojního inženýrství
VUT.....	Vysoké učení technické
MKP.....	metoda konečných prvků
CAD.....	2D a 3D počítačové projektování
CT.....	počítačová tomografie
IGES.....	formát datových souborů umožňujících přenos informací mezi CAD systémy
DO.....	příkaz v programovacím jazyce softwaru ANSYS
IF.....	příkaz (podmínka) v programovacím jazyce softwaru ANSYS
UHMWP.....	ultra vysoko-molekulární polyethylen (ultra high molecular weight polyethylene)
\vec{F}	zátěžná síla
α	úhel sklonu zátěžné síly od vertikální osy
\vec{F}_x, \vec{F}_y	složky zátěžné síly v kartézském souřadném systému
\vec{F}_G	tíhová síla váhy člověka
$\vec{F}_{G,DK}$	tíhová síla váhy dolní končetiny
\vec{F}_s	síla od abduktorů (balanční svaly udržující rovnováhu trupu)
E	Youngův modul pružnosti [MPa]
μ	Poissonův poměr příčné kontrakce [-]
β	úhel mezi směrem zátěžné síly a polohou odchyly kruhovitosti (výčnělku)
M_T	třecí moment
v	vůle mezi hlavicí a jamkou
e	odchylka kruhovitosti
R_N	nominální poloměr
R_1	poloměr výčnělku odchyly kruhovitosti
R_2	poloměr prohlubně odchyly kruhovitosti

SEZNAM OBRÁZKŮ

Číslo obrázku: Název obrázku.....	číslo stránky
1: Kyčelní kloub.....	2
2: Kyčelní kloub s aplikovanou totální endoprotézou.....	2
3: Postupné uvolňování jamky z pánevní kosti.....	3
4: Necementovaná jamka, výrobce Walter-Motrolet.....	3
5: Uložení s přesahem.....	4
6: Modifikace částečných náhrad kyčelního kloubu. Varianty podle Thompsona a Zanolioho...	6
7: Modifikace částečných náhrad kyčelního kloubu typ Austin-Moore, Thompson, Eichler.....	6
8: „Tunelování“ ..	9
9: Množství otěru v závislosti na velikosti vřle.....	10
10: TEP kyčelního kloubu McKee–Farrarova typu, materiál kov – kov.....	11
11: Profily odchylek.....	13
12: Jednoduchý 2D model hlavice, jamky a pánevní kosti.....	16
13: 3D model keramické hlavice, polyethylenové jamky a titanové klece.....	16
14: CT řezy pánevní kosti ve formátu IGES.....	17
15: Objemy tvořící pánevní kost.....	18
16: Strukturovaná (mapovaná) síť pánevní kosti.....	18
17: Celkový 3D model sestavy hlavice, jamky, klece a pánevní kosti.....	18
18: Skořepinová vrstva kortikální kosti na povrchu objemu spongiózní kosti.....	19
19: Jednotlivé části modelu a sestava kompletního kyčelního spojení.....	20
20: Svalový systém (model)	21
21: Změřené odchylky kruhovitosti na nepoužitých vzorcích.....	23
22: Schematické znázornění silové rovnováhy v kyčelním kloubu.....	28
23: Zatížení 2D modelu hlavice a jamky.....	30
24: Zatížení 2D modelu hlavice a jamky pánevní kostí.....	30
25: Zatížení 3D modelu hlavice, jamky a klece.....	31
26: Zatížení 3D modelu hlavice, jamky, klece a pánevní kosti.....	32
27: Rotace hlavice v jamce.....	32
28: Závislost maximálního kontaktního tlaku na velikosti prvků.....	33

29: Vliv změny tuhosti kontaktních prvků na hodnotu kontaktního tlaku.....	35
30: Vliv změny tuhosti kontaktních prvků na hodnotu třecího momentu.....	36
31: Vliv změny tuhosti kontaktních prvků na čas řešiče.....	36
32: Vliv změny tuhosti kontaktních prvků na penetraci.....	37
33: Vliv změny hodnoty koeficientu tření na třecí moment.....	37
34: Vliv změny hodnoty koeficientu tření na maximální kontaktní tlak.....	38
35: Vliv změny velikosti vŕle (druhu uložení) na maximální kontaktní tlak.....	39
36: Vliv změny velikosti vŕle (druhu uložení) na třecí moment.....	39
37: Vliv změny velikosti zátěžné síly na maximální kontaktní tlak.....	40
38: Vliv změny velikosti zátěžné síly na třecí moment.....	40
39: Průběh kontaktního tlaku; zátěžná síla 1000 N.....	41
40: Model zatížení 2D modelu s a bez pánevní kosti.....	41
41: Rozložení kontaktních tlaků ve 2D modelu s pánevní kostí.....	42
42: Přerušení styku hlavice s jamkou na většině stykové plochy.....	42
43: Vliv změny velikosti vŕle (druhu uložení) na maximální kontaktní tlak u 2D modelu s pánví.....	43
44: Vliv změny velikosti vŕle (druhu uložení) na třecí moment u 2D modelu s pánví.....	43
45: Závislost kontaktního tlaku na velikosti vŕle.....	45
46: Závislost třecího momentu na velikosti vŕle.....	46
47: Rozložení kontaktních tlaků po povrchu hlavice ve škále 0 MPa až 5 MPa.....	46
48: Vliv změny velikosti vŕle mezi hlavicí a jamkou na maximální hodnotu kontaktního tlaku.....	48
49: Vliv změny velikosti vŕle mezi hlavicí a jamkou na hodnotu třecího momentu.....	50
50: Porovnání výsledků vypočtených na modelu s a bez pánevní kosti – maximální kontaktní tlaky.....	51
51: Porovnání výsledků vypočtených na modelu s a bez pánevní kosti – třecí momenty.....	51
52: Popis parametrů kruhovitosti.....	52
53: Schéma zatížení modelu pro vizualizace v tab.12.....	58
54: Schéma zatížení modelu pro vizualizace v tab.13.....	59
55: Vliv hodnoty Youngova modulu pružnosti jamky na velikost a rozložení kontaktních tlaků.....	60

56: Vliv hodnoty Youngova modulu pružnosti jamky na velikost třecího momentu.....	61
57: Napjatost v kyčelním spojení.....	62
58: Napjatost v dřívku TEP.....	63
59: Napjatost v hlavici TEP, třetí hlavní napětí.....	63
60: Napjatost v jamce TEP, zobrazeny kontury redukovaného napětí.....	64
61: Rozložení kontaktního tlaku na hlavici TEP.....	64

SEZNAM TABULEK

Číslo tabulky: Název tabulky.....	číslo stránky
1: Procento uvolněných jamek dle statistik FN Brno Bohunice.....	3
2: Změřené odchylky [1]	22
3: Materiálové charakteristiky bioimplantátů.....	24
4: Materiálové charakteristiky kostní tkáně.....	25
5: Hustota diskretizace 2D model.....	34
6: Hustota diskretizace 3D model.....	44
7: Změna rozložení kontaktních tlaků v závislosti na velikosti vůle mezi hlavicí a jamkou TEP.....	49
8: Vliv odchylek kruhovitosti na maximální kontaktní tlak.....	54
9: Vliv odchylek kruhovitosti na třecí moment.....	55
10: Vliv natočení odchylek kruhovitosti na maximální kontaktní tlak.....	56
11: Vliv natočení odchylek kruhovitosti na třecí moment.....	57
12: Vliv velikosti vůle mezi komponentami na rozložení kontaktních tlaků.....	58
13: Vliv velikosti vůle mezi komponentami na rozložení kontaktních tlaků.....	59

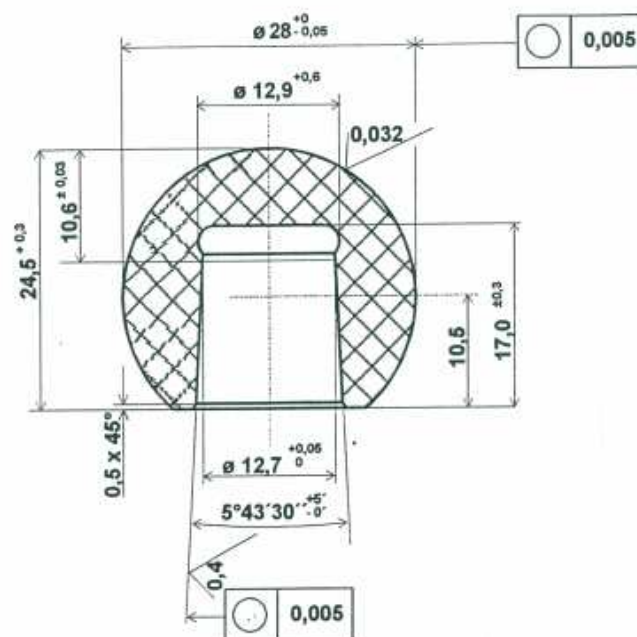
SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA 1..... výrobní výkres keramické hlavice DIAS Turnov

PŘÍLOHA 2..... cyklus pro změnu kruhovitosti použitý v makru při úpravě hlavice

PŘÍLOHA 3..... protokol z měření odchylek kruhovitosti

VÝROBNÍ VÝKRES KERAMICKÉ HLAVICE DIAS TURNOV



25 ✓ / 0,032 ✓ / 0,4 ✓

				Al ₂ O ₃				
Označení	Číslo výkresu	Polotovár	Počet	Material	Rozměr	Č. formy (ústř)	Hmotnost	
Měřko	Kresli 1.5.97	ing. Kratochvíl	Změna			Datum	Podpis	a
2:1	Přezkoušel	DIAS TURNOV						d
	Schválil	s.r.o.						c
		2						b
		E Ø28/+0						a
Typ (Ø28-12/14 M)								
DIAS		Název						
Turnov s.r.o.		Hlavice náhrady kyčelního kloubu			2/V/KKE 2814/1			

CYKLUS PRO ZMĚNU KRUHOVITOSTI HLAVICE

```

/prep7
MODMSH, DETACH
kruh=0.05
dsys,14
*AFUN, DEG
*do,j,1,471,1
    !j=1
    csys,12
    esel,s,mat,,1
    esel,r,type,,1
    nsle,s,1
    nsel,r,loc,x,15.9,16.1
    csys,14
    nsel,r,loc,z,0+(j*0.034),0+(j-1)*0.034
    nplo
    *get,pocet_rov,NODE,0,count
    *if,pocet_rov,gt,0,then
        *do,i,1,pocet_rov,1
            delta_u=360/(pocet_rov+0.01)
            nsel,r,loc,y,(i-1)*delta_u,i*delta_u
            *get,cislon,NODE,0,num,min
            *if,cislon,gt,0,then
                *get,uhel,NODE,cislon,loc,y
                *get,prum,NODE,cislon,loc,x
                *get,sourz,NODE,cislon,loc,z
                *if,uhel,ge,0,and,uhel,lt,79,then
                    uhel_uprav=-uhel+79
                    new_prum=((kruh/90)*uhel_uprav)-(0.5*kruh))*((16-sourz)/16)+prum
                    NMODIF,cislon,new_prum,,,
                *endif
                *if,uhel,ge,79,and,uhel,le,169,then
                    uhel_uprav=uhel-79
                    new_prum=((kruh/90)*uhel_uprav)-(0.5*kruh))*((16-sourz)/16)+prum
                    NMODIF,cislon,new_prum,,,
                *endif
                *if,uhel,ge,169,and,uhel,le,180,then
                    uhel_uprav=-uhel+169
                    new_prum=((kruh/90)*uhel_uprav)+(0.5*kruh))*((16-sourz)/16)+prum
                    NMODIF,cislon,new_prum,,,
                *endif
                *if,uhel,ge,-11,and,uhel,lt,0,then
                    uhel_uprav=-uhel-11
                    new_prum=((kruh/90)*uhel_uprav)+(0.5*kruh))*((16-sourz)/16)+prum
                    NMODIF,cislon,new_prum,,,
                *endif
                *if,uhel,ge,-101,and,uhel,lt,-11,then
                    uhel_uprav=uhel+11
                    new_prum=((kruh/90)*uhel_uprav)+(0.5*kruh))*((16-sourz)/16)+prum

```

```

        NMODIF,cislon,new_prum,,
    *endif
    *if,uhel,ge,-180,and,uhel,lt,-101,then
        uhel_uprav=uhel+101
        new_prum=(((-kruh/90)*uhel_uprav)-(0.5*kruh))*((16-sourz)/16)+prum
        NMODIF,cislon,new_prum,,
    *endif
*endif
csys,12
esel,s,mat,,1
esel,r,type,,1
nsle,s,1
nsel,r,loc,x,15.9,16.1
csys,14
nsel,r,loc,z,0+(j*0.034),0+((j-1)*0.034)
*enddo
*endif
*enddo

!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!

*do,j,1,22,1
    csys,12
    esel,s,mat,,1
    esel,r,type,,1
    nsle,s,1
    nsel,r,loc,x,15.9,16.1
    csys,14
    nsel,r,loc,z,-0.001-(j*0.5),-0.001-((j-1)*0.5)
    nplo
    *get,pocet_rov,NODE,0,count
    *if,pocet_rov,gt,0,then
        *do,i,1,pocet_rov,1
            delta_u=360/(pocet_rov+0.01)
            nsel,r,loc,y,(i-1)*delta_u,i*delta_u
            *get,cislon,NODE,0,num,min
            *if,cislon,gt,0,then
                *get,uhel,NODE,cislon,loc,y
                *get,prum,NODE,cislon,loc,x
                *get,sourz,NODE,cislon,loc,z
                *if,uhel,ge,0,and,uhel,lt,79,then
                    uhel_uprav=-uhel+79
                    new_prum=((kruh/90)*uhel_uprav)-(0.5*kruh))*((16-sourz)/16)+prum
                    NMODIF,cislon,new_prum,,
                *endif
            *if,uhel,ge,79,and,uhel,le,169,then
                uhel_uprav=uhel-79
                new_prum=((kruh/90)*uhel_uprav)-(0.5*kruh))*((16-sourz)/16)+prum
                NMODIF,cislon,new_prum,,
            *endif
        *endif
    *endif

```

```

        *if,uhel,ge,169,and,uhel,le,180,then
            uhel_uprav=-uhel+169
            new_prum=((kruh/90)*uhel_uprav)+(0.5*kruh))*((16-sourz)/16)+prum
            NMODIF,cislon,new_prum,,
        *endif
        *if,uhel,ge,-11,and,uhel,lt,0,then
            uhel_uprav=-uhel-11
            new_prum=((kruh/90)*uhel_uprav)+(0.5*kruh))*((16-sourz)/16)+prum
            NMODIF,cislon,new_prum,,
        *endif
        *if,uhel,ge,-101,and,uhel,lt,-11,then
            uhel_uprav=uhel+11
            new_prum=((kruh/90)*uhel_uprav)+(0.5*kruh))*((16-sourz)/16)+prum
            NMODIF,cislon,new_prum,,
        *endif
        *if,uhel,ge,-180,and,uhel,lt,-101,then
            uhel_uprav=uhel+101
            new_prum=(((-kruh/90)*uhel_uprav)-(0.5*kruh))*((16-sourz)/16)+prum
            NMODIF,cislon,new_prum,,
        *endif
    *endif
    csys,12
    esel,s,mat,,1
    esel,r,type,,1
    nsle,s,1
    nsel,r,loc,x,15.9,16.1
    csys,14
    nsel,r,loc,z,0.001-(j*0.5),0.001-((j-1)*0.5)
    *enddo
    *endif
*enddo

```

PROTOKOL Z MĚŘENÍ ODCHYLEK KRUHOVITOSTI

